



André Francês Baião

Licenciado em Ciências de Engenharia Biomédica

Simulador Óptico Dinâmico do Olho Humano

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Doutor João Miguel Pinto Coelho, Investigador
Auxiliar, FCUL

Co-orientador: Professor Doutor Pedro Manuel Cardoso Vieira,
Professor Auxiliar, FCT-UNL

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Mário António Basto Forjaz Secca

Arguente: Prof. Doutor José Manuel N. V. Rebordão

Vogais: Prof. Doutor João Miguel Pinto Coelho

Prof. Doutor Pedro Manuel Cardoso Vieira



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Março 2013



André Francês Baião

Licenciado em Ciências de Engenharia Biomédica

Simulador Óptico Dinâmico do Olho Humano

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Doutor João Miguel Pinto Coelho, Investigador
Auxiliar, FCUL

Co-orientador: Professor Doutor Pedro Manuel Cardoso Vieira,
Professor Auxiliar, FCT-UNL

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Mário António Basto Forjaz Secca

Arguente: Prof. Doutor José Manuel N. V. Rebordão

Vogais: Prof. Doutor João Miguel Pinto Coelho

Prof. Doutor Pedro Manuel Cardoso Vieira



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Março 2013

Simulador óptico dinâmico do olho humano.

Indicação dos direitos de cópia

© 2013 - Todos os direitos reservados. André Francês Baião.
Faculdade de Ciências e Tecnologia. Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Copyright

© 2013 - All rights reserved. André Francês Baião.
Faculdade de Ciências e Tecnologia. Universidade Nova de Lisboa.

Faculdade de Ciências e Tecnologia and Universidade Nova de Lisboa have the perpetual right with no geographical boundaries, to archive and publish this dissertation through printed copies reproduced on paper or digital form or by any means known or to be invented, and to divulge through scientific repositories and admit your copy and distribution for educational purposes or research, not commercial, as long as the credit is given to the author and editor.

Agradecimentos

Aos professores, pela orientação. Um agradecimento especial ao Prof. Dr. João Pinto Coelho por me ter acompanhado sempre de perto e pelas sugestões e ajudas nas decisões que me permitiram apresentar um trabalho do qual me orgulho.

A todo o pessoal bolseiro e não bolseiro do Laboratório de Óptica e Lasers do Departamento de Física da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa, com quem tive a oportunidade de conviver durante o tempo de realização do trabalho, pelas conversas, cafés (só depois de almoço), boa disposição e optimismo.

À Patrícia, por ter sido nos últimos tempos a minha motivação. Também pelos mil euros que me desenrascou e cuja maior parte foi para financiar a mão-de-obra neste projecto.

Aos meus pais e irmão, por tudo.

Aos meus amigos, por constantemente me perguntarem pelo curso. Lelas, vamos ao Tromba Rija!

Resumo

Objectivo: Este trabalho teve como objectivo desenvolver um simulador óptico dinâmico do olho humano combinando as ferramentas Zemax (desenho óptico) e MATLAB (programação) e utilizando os estudos existentes sobre as variações dos diversos componentes com a idade e acomodação. Pretendeu-se que, ao introduzir no programa os parâmetros relevantes de um sujeito e situação de funcionamento do olho, e com base nestas, este altere os parâmetros do desenho óptico, de forma a poder-se analisar o comportamento óptico deste.

Método: O simulador, a que se chamou *dEYEnamic*, baseou-se no modelo óptico de Dubbelman, dependente do nível de acomodação e idade. O modelo foi adaptado para contemplar a dispersão cromática no olho humano e devidamente testado. Seguidamente foi implementado na ferramenta desenvolvida que assegura a introdução dos dados e comunicação com o Zemax, através do protocolo de comunicação Microsoft Windows DDE, facilitada pelo conjunto de funções MZDDE.

Resultados: O simulador foi testado com o olho em várias situações que permitiram a sua validação em termos de implementação do modelo óptico base, bem como em termos de customização do modelo ocular por parte do utilizador.

Conclusões: Conclui-se que o simulador construído replica as condições de funcionamento do olho dito normal. O programa desenvolvido permite ainda que o utilizador modifique o modelo ocular como pretendido, possibilitando a customização do modelo. O facto de estar construído numa plataforma de traçado de raios não sequencial permite que no futuro possam ser contemplados e implementados parâmetros com vista a obtenção de um modelo virtual completo. O simulador apresenta um grande potencial de expansão na investigação da performance visual em função de várias fontes de luz.

Conceitos-chave: Modelo ocular; Simulação óptica; Idade; Acomodação; Zemax, MATLAB

Abstract

Purpose: To develop an optical dynamic simulator of the human eye combining Zemax Optical Design and MATLAB software tools based on empirical anatomic and optical data of ocular parameters regarding their changes with age and accommodation. It is desired that after inserting the relevant characteristics of an individual and working scenario, the optical model is changed accordingly, allowing one to evaluate its optical performance.

Method: The simulator is based on an existing generic accommodative age-dependent eye model, the Dubbelman eye model. The model was adapted in order to take into account the chromatic dispersion in the human eye and its optical performance was evaluated. The model was then implemented in the developed software tool, which was named *dEYEnamic*, responsible for modifying the optical design in Zemax NSC. The communication between Zemax and MATLAB is ensured by Microsoft Windows DDE communication protocol and facilitated by the MZDDE toolbox.

Results: The simulator was tested in various situations which allowed its validation concerning the correct implementation of the optical model, as well as its capability of customizing eye models.

Conclusions: The simulator replicates the optical performance of the average human eye. It also allows the user to modify the optical design in order to create customized models. *dEYEnamic* is designed to be a flexible software tool. Since it uses a non-sequential ray-tracing optical design platform, it is possible to take into account several parameters concerning scattering in order to achieve a more complete fully customized virtual eye. This simulator is anticipated to become a powerful tool for studying visual performance with various combinations of different objects and light sources.

Key-concepts: Eye model; Optical simulation; Age-dependent; Accommodative; Zemax, MATLAB

Índice de Conteúdos

Agradecimentos.....	V
Resumo	VII
Abstract.....	IX
Índice de Conteúdos.....	XI
Índice de Figuras	XIII
Índice de Tabelas	XV
Lista de abreviaturas, siglas e símbolos	XVII
1 Introdução.....	1
2 Enquadramento Teórico	3
2.1 O olho humano	3
2.1.1 Anatomia e fisiologia do olho.....	3
2.1.1.1 Camada externa	3
2.1.1.2 Camada média	5
2.1.1.3 Cristalino	5
2.1.1.4 Retina	6
2.1.1.5 Câmaras	8
2.1.2 Óptica do olho.....	8
2.1.2.1 Sistema Óptico e Formação de Imagem.....	8
2.1.2.2 Eixos	9
2.1.2.3 Aberrações monocromáticas.....	10
2.1.2.4 Aberrações cromáticas.....	12
2.1.2.5 Avaliação de desempenho óptico.....	13
2.1.3 Acomodação.....	14
2.1.4 Alterações com Idade	15
2.2 Modelação óptica	18
2.2.1 Modelos genéricos	18
2.2.1.1 Classificação de modelos.....	18
2.2.1.2 Modelos de referência	21
2.2.2 Modelos personalizados	22
2.3 Ferramentas utilizadas	23
2.3.1 MATLAB	23
2.3.2 Zemax.....	24
2.3.3 Comunicação MATLAB-Zemax	24
3 O modelo óptico	25
3.1 Modelo de Dubbelman	25
3.2 Modelação da dispersão cromática.....	27
3.3 Desempenho óptico.....	31
3.3.1 Idade.....	31
3.3.2 Acomodação.....	32

3.3.3	Performance geral	34
4	O simulador	37
4.1	Desenho Óptico	37
4.2	<i>Software dEYEnamic</i>	41
4.2.1	Principais funções desenvolvidas e princípios de funcionamento	41
4.2.2	Configurações técnicas iniciais	42
4.2.3	Interface.....	43
4.2.3.1	Fluxo de trabalho nº1 – Nova simulação.....	44
4.2.3.2	Fluxo de trabalho nº2 – Utilização de modelo previamente parametrizado.....	46
4.2.3.3	EyelInterface.....	47
4.3	Resultados.....	49
4.3.1	Idade	49
4.3.2	Acomodação e Presbiopia.....	51
4.3.3	Níveis de iluminação	53
4.3.4	Replicação do modelo de Liou e Brennan	53
5	Aplicação	57
5.1	Laser Interface.....	57
5.1.1	Principais funções desenvolvidas e princípios de funcionamento	57
5.1.2	Interface.....	58
6	Conclusões e Perspectivas Futuras	63
6.1	Conclusões	63
6.2	Perspectivas futuras	63
7	Bibliografia	67
	Apêndices	71
	Apêndice A – Biometria associada aos componentes ópticos do sistema ocular humano	73
	Apêndice B – Modelação da dispersão cromática dos elementos oculares no Zemax: Criação do catálogo de materiais DEYENAMIC.AGF	75
	Apêndice C – Modelação da superfície referente à esclera exterior	77
	Apêndice D – Relação dos componentes da estrutura Eye com os parâmetros dos componentes do desenho óptico	78
	Apêndice E – Relação dos componentes visíveis na EyelInterface com os parâmetros da estrutura Eye e parâmetros oculares.....	80
	Apêndice F – Artigo apresentado na 18ª Conferência Nacional de Física/22º Encontro Ibérico para o Ensino da Física	83

Índice de Figuras

Figura 2.1 – Esquema anatómico do olho humano. Adaptado de [13].	3
Figura 2.2 – Esquema anatómico da córnea. Adaptado de [15].	4
Figura 2.3 – Constantes cónicas e tipos de superfícies correspondentes.	4
Figura 2.4 – Representação do cristalino humano adulto. Adaptado de [18].	6
Figura 2.5 – Camadas da retina, coróide e esclera segundo o trabalho de Polyak (adaptado de [15]) e distribuição de cones, bastonetes e fibras nervosas na retina em função do campo (adaptado de [20]).	7
Figura 2.6 – Eixos do olho. Adaptado de [24].	10
Figura 2.7 – Erros refractivos: a) miopia, b) hipermetropia e c) astigmatismo regular. Adaptado de [25].	10
Figura 2.8 – Aberração esférica (à esq.) e aberração coma (à dir.). Adaptado de [27].	11
Figura 2.9 – Representação gráfica das frentes de onda características das aberrações individuais correspondentes aos primeiros 15 polinómios de Zernike. Adaptado de [28].	12
Figura 2.10 – Estudos publicados sobre a aberração cromática longitudinal em olhos adultos. Adaptado de [29].	13
Figura 2.11 – Ponto próximo e ponto remoto do olho. Adaptado de [15].	15
Figura 2.12 – Perfis de cortes transversais de cristalinos reais. Adaptado de [21].	16
Figura 2.13 – Variação do erro refractivo médio com a idade segundo Saunders [39] (à esq.; adaptado de [40]) e variação da amplitude de acomodação com a idade segundo Ungerer [41] (à dir.).	16
Figura 2.14 – Variação do diâmetro da pupila em função da idade para os valores de luminância $L_v=9 \text{ cd/m}^2$ e $L_v = 4400 \text{ cd/m}^2$. As equações para cálculo do diâmetro pupilar em função da idade são $P_{\min} = 4,070-0,015 \cdot \text{idade}$ e $P_{\max}=8,046-0,043 \cdot \text{idade}$, respectivamente.	17
Figura 2.15 – Distribuição do índice de refração no cristalino segundo os modelos de a) Smith <i>et al.</i> [53], b) Navarro <i>et al.</i> [54, 21].	20
Figura 3.1 – Variação da espessura do cristalino e da profundidade da câmara anterior com a acomodação para um olho de 35 anos de idade ($A=35$) (à esq.) e com a idade para um olho relaxado ($D=0$) (à dir.).	26
Figura 3.2 – Variação dos raios de curvatura das superfícies anterior e posterior do cristalino com a acomodação para um olho de 35 anos de idade ($A=35$) (à esq.) e com a idade para um olho relaxado ($D=0$) (à dir.).	26
Figura 3.3 – Variação do índice de refração equivalente do cristalino com a acomodação para um olho de 35 anos de idade ($A=35$) (à esq.) e com a idade para um olho relaxado ($D=0$) (à dir.).	27
Figura 3.4 – Curvas de dispersão cromática para os meios oculares do modelo óptico (cristalino com idade de 35 anos no estado relaxado).	29
Figura 3.5 – Aberração cromática do modelo óptico para uma idade de 35 anos no estado relaxado.	30
Figura 3.6 – Variação da aberração esférica com a idade para as três configurações sugeridas por Norrby.	31
Figura 3.7 – PSF em função da idade.	32
Figura 3.8 – Variação da aberração esférica (coeficiente $Z_{4,0}$) em função do nível de acomodação.	33
Figura 3.9 – <i>Spot diagrams</i> em função do diâmetro da pupila.	34
Figura 3.10 – Evolução da aberração esférica com o diâmetro da pupila.	34
Figura 3.11 – Curvas MTF para diferentes tamanhos de pupila.	35
Figura 3.12 – Perfil da FFT PSF para diferentes tamanhos de pupila.	35
Figura 3.13 – Perfil da FFT PSF normalizada em função do diâmetro da pupila.	36
Figura 4.1 – Esquema do desenho óptico (<i>Zemax NSC 3D Layout</i>).	37

Figura 4.2 – Disposição dos componentes relativos à retina sensorial, <i>EPR</i> , fóvea, coróide e esclera exterior.....	40
Figura 4.3 – Estruturas <i>Object</i> e <i>Eye</i> . A estrutura <i>Object</i> possui a informação como ela se encontra no Zemax. A função <i>ObjectToEye</i> traduz essa informação para a estrutura <i>Eye</i> para que o programa a modifique. A função <i>EyeToObject</i> faz a tradução no sentido contrário.	41
Figura 4.4 – Separador <i>Editors</i> do menu de preferências do Zemax.	42
Figura 4.5 – Fluxograma do processo relativo ao início do programa <i>dEYEnamic</i>	43
Figura 4.6 – Ecrã inicial do programa <i>dEYEnamic</i>	44
Figura 4.7 – Ecrã de escolha de fluxo de trabalho.....	44
Figura 4.8 - Fluxograma do processo referente a nova construção/ nova simulação.	44
Figura 4.9 – Interface <i>EyeInput</i>	45
Figura 4.10 – Fluxograma do processo determinante do nível de acomodação.	45
Figura 4.11 – Fluxograma relativo à utilização de um modelo previamente parametrizado	46
Figura 4.12 – <i>EyeInterface</i> : Interface para inspecção/alteração dos parâmetros oculares.....	47
Figura 4.13 – Ecrã para inspecção/alteração dos parâmetros para modelação da distribuição do índice de refração do cristalino.....	48
Figura 4.14 – Menu de escolha de módulo de aplicação: <i>Application Menu</i> . Por defeito, nesta versão aparece o módulo de aplicação Laser Interface apresentado no capítulo 5.	48
Figura 4.15 – Parâmetros oculares na <i>EyeInterface</i> para as configurações de 20 anos (à esq.) e 70 anos (à dir.).	49
Figura 4.16 – LDE referente à configuração do olho de 20 anos no estado não acomodado e diâmetro de pupila mínimo.	50
Figura 4.17 – LDE referente à configuração do olho de 70 anos no estado não acomodado e diâmetro de pupila mínimo.	51
Figura 4.18 – Desenho óptico do olho de 20 anos e 70 anos de idade (<i>Shaded Model Layout</i>).	51
Figura 4.19 – Detalhes das zonas da retina para as distâncias ao objecto testadas: infinito (a), 100 cm (b), 25 cm (c) e 10 cm (d). A largura vertical das imagens corresponde sensivelmente às dimensões da fóvea (1 mm).	52
Figura 4.20 – Raio RMS em função da distância ao objecto focado	52
Figura 4.21 – Olho de 35 anos nos estados relaxado e totalmente acomodado.....	53
Figura 4.22 – Raios RMS (modo sequencial e não-sequencial) e do disco de Airy.	53
Figura 4.23 – <i>EyeInterface</i> com os parâmetros do modelo de Liou e Brennan.....	54
Figura 4.24 – Os coeficientes que determinam a distribuição GRIN do cristalino na interface do <i>dEYEnamic</i> (<i>LensIndexInterface</i> , á esq.) e na interface do Zemax (separador <i>Gradient Index</i> do menu <i>Object Properties</i> , à dir.).....	55
Figura 4.25 – Esquema do desenho óptico obtido para o modelo óptico de Liou e Brennan	55
Figura 5.1 – Fluxograma referente ao módulo aplicacional <i>Laser Interface</i>	58
Figura 5.2 – Fluxograma da Verificação/Criação de condições de funcionamento do módulo aplicacional.	59
Figura 5.3 – Laser Interface	59
Figura 5.4 – Barra de ferramentas Laser Interface	60

Índice de Tabelas

Tabela 2.1 – Listagem dos polinómios de Zernike mais relevantes. Adaptado de [28].	12
Tabela 2.2 – Características dos modelos ópticos mais relevantes desenvolvidos até à data baseado nos trabalhos de Giovanzana [69] e Sheehan [23].	22
Tabela 3.1 – Espessuras e profundidades, raios de curvatura, constantes cónicas e índices de refração dos componentes do modelo de Dubbelman.	26
Tabela 3.2 – Coeficientes de Cauchy para os meios oculares do modelo de Atchison e Smith.	28
Tabela 3.3 – Comprimento axial óptimo (calculado paraxialmente) em função da idade	29
Tabela 3.4 – Parâmetros oculares em função das idades testadas.	32
Tabela 3.5 – Parâmetros oculares e propriedades gaussianas em função do nível de acomodação. Os pontos nodais e principais são referentes ao vértice da superfície anterior da córnea.	33
Tabela 4.1 – Parâmetros das superfícies componentes do modelo de Liou e Brennan	54
Tabela 5.1 – Parâmetros do componente <i>Source Gaussian</i>	57
Tabela 5.2 – Parâmetros resultantes da simulação de irradiação do laser no detector FOVEA.	60
Tabela A. 1 – Resultados experimentais da medição dos raios de curvatura e asfericidades das superfícies da córnea. A representa a idade em anos e ER representa o erro refractivo em dioptrias.	73
Tabela A. 2 – Resultados experimentais da medição dos raios de curvatura e asfericidades das superfícies do cristalino. A representa a idade em anos.	74
Tabela B. 1 – Coeficientes de Cauchy das curvas de dispersão para os meios oculares: córnea, humor aquoso e humor vítreo	75
Tabela B. 2 – Coeficientes da Extended Formula das curvas de dispersão dos meios oculares: córnea, humor aquoso e humor vítreo	75
Tabela B. 3 – Índices de refração e número de Abbe dos meios oculares: córnea, humor aquoso e humor vítreo	76
Tabela D. 1 – Relação dos componentes da estrutura Eye com os parâmetros dos componentes do desenho óptico.	78
Tabela E. 1 – Relação dos componentes da EyeInterface com os parâmetros da estrutura Eye e parâmetros oculares.	80

Lista de abreviaturas, siglas e símbolos

CA – Comprimento Axial

D – Dioptria(s)

DDE – *Dynamic Data Exchange*

EPR – Epitélio Pigmentar da Retina

GRIN – *Gradient Index*

GUI – *Guided User Interface*

ICP – Interferometria de Coerência Parcial

IOL – *Intraocular Lens* (lente intra-ocular)

LASIK – *Laser-Assisted In Situ Keratomileusis*

LDE – *Lens Data Editor*

MTF – *Modulation Transfer Function* (Função de Transferência de Modulação)

OCT – *Optical Coherence Tomography* (Tomografia de coerência óptica)

PCA – Profundidade da Câmara Anterior

PCV – Profundidade da Câmara Vítrea

PSF – *Point Spread Function* (Função de Resposta Impulsional)

R_{ant} – Raio de curvatura da superfície anterior

RM – Ressonância Magnética

RMS – *Root Mean Square* (Valor Médio Quadrático)

R_{post} – Raio de curvatura da superfície posterior

λ_{ref} – Comprimento de onda de referência

1 Introdução

É fácil encontrar várias razões para modelar o olho humano. A existência de modelos oculares correctos é fundamental quando falamos de optometria clínica, diagnóstico e terapia oftalmológica, cirurgia refractiva, lentes intra-oculares (IOL), lentes de óculos e lentes de contacto, bem como instrumentação óptica e engenharia óptica tanto na investigação como na educação.

Apesar da componente óptica do olho humano ter sido objecto dos mais variados estudos com vista ao desenvolvimento de um modelo funcional, isto não foi atingido na totalidade devido à complexidade dos componentes ópticos do olho, em termos de morfologia e materiais existentes. No entanto, o objectivo de modelar um olho é precisamente integrar todas as propriedades físicas e obter um olho virtual, que represente uma cópia o mais fiel possível do real.

História da modelação óptica

Em 1909, Gullstrand [1] apresentou um modelo do olho humano que viria a ser uma referência para os que se seguiriam. Este modelo foi o primeiro modelo paraxial e apresenta a córnea constituída por duas superfícies esféricas, anterior e posterior, e o cristalino constituído por núcleo e córtex. Gullstrand apresentou o olho em duas formas: relaxada e totalmente acomodada.

Com a evolução das técnicas de optometria o conhecimento sobre os parâmetros oculares vem crescendo, levando ao desenvolvimento de vários modelos ópticos, na sua maioria baseados em estudos estatísticos sobre determinadas populações.

Devido à complexidade do sistema ocular, os modelos existentes seguem diferentes abordagens dependendo das características que pretendam simular. Ou seja, não existe um modelo genérico que se possa considerar completo, isto é, um modelo que simule o desempenho óptico do olho humano em todas as suas vertentes.

Dentro dos modelos conhecidos, destacam-se os modelos de Navarro e Escudero-Sanz [2], de Liou e Brennan [3] e de Atchison [4], por apresentarem resultados próximos dos obtidos em olhos reais. Enquanto o modelo de Navarro apresenta todos os componentes alinhados segundo um único eixo e um cristalino com um índice de refração uniforme, o modelo de Liou e Brennan considera um descentramento da pupila relativamente ao eixo dos restantes componentes e uma distribuição não uniforme do índice de refração do cristalino. O modelo de Atchison vai mais longe e considera um descentramento e inclinação do cristalino, bem como da própria retina. Os modelos contemplam aspectos como a dispersão cromática ou a aberração esférica, no entanto são estáticos e não têm em conta as alterações ocorridas com a idade ou no processo de acomodação. Para além disso, também não têm em conta a toricidade das superfícies refractivas.

Hoje em dia, a instrumentação disponível para obter biometria ocular permite o conhecimento das várias estruturas do olho humano. Por exemplo, as técnicas de aberrometria ocular, como a de Shack-Hartmann [5], permitem obter o total de aberrações do olho, a topografia corneal descreve com bom detalhe a forma da córnea, os sistemas de fotografia de Scheimpflug, como o Pentacam [6], permitem obter informação sobre o segmento anterior do olho, e os sistemas de ultra-sons e tomografia de coerência óptica (OCT) permitem obter o comprimento axial do olho. Os dados obtidos com estas técnicas permitem a construção de modelos oculares personalizados, permitindo a obtenção de uma imagem virtual na retina mais concordante com a real.

Ferramentas e simuladores existentes

Tipicamente, os modelos ópticos são construídos com o auxílio de plataformas de desenho óptico, utilizando a técnica de traçado de raios sequencial, ou seja, é feito o traçado do raio de superfície em superfície ocular, sempre numa lógica sequencial, isto é, o raio é sempre refractado de superfície em superfície até atingir o detector, no caso do olho, a retina. Apesar desta componente óptica ser abrangida nestes modelos e através destas plataformas, é importante também perceber o comportamento da luz dispersa e reflectida no olho humano.

É neste sentido que as plataformas de traçado de raios não-sequencial podem representar uma solução para um modelo completo. Estas ferramentas contemplam raios traçados em qualquer direcção, sem que tenham de atingir as superfícies ópticas do sistema numa ordem sequencial previamente determinada. Exemplos destas ferramentas são Zemax [7], PENELOPE [8], Geant4 [9] e ASAP [10]. Destes apenas o ASAP não utiliza o método de Monte-Carlo [11] para simular a interacção da luz com a matéria, no entanto, esta é a única plataforma no qual foi construído um sistema de criação de modelos monoculares ou binoculares altamente interactivo, o AHEM [12].

O Zemax é uma plataforma que permite utilizar o traçado de raios sequencial e o não-sequencial em modos separados ou num modo misto. Trata-se de um programa amplamente utilizado para a modelação óptica do olho humano, especialmente pela capacidade de optimização e análise dos sistemas ópticos em modo sequencial. Já o modo não-sequencial, que utiliza o método de Monte-Carlo, permite a modelação da dispersão da luz nos componentes, e como tal, apresenta-se como uma ferramenta competente para a construção do olho virtual.

Apesar do Zemax permitir a modelação do olho humano, oferecendo uma extensa biblioteca de componentes, a realidade é que não é especializada na modelação óptica do olho humano e como tal, a sua utilização tem sido limitada à introdução dos parâmetros relevantes por parte do utilizador, não existindo um ambiente de interface que facilite e automatize o processo.

Entretanto, o aparecimento de um conjunto de ferramentas de ligação entre esta ferramenta e o programa MATLAB tem aberto um novo leque de hipóteses de modelação e novas funções para os sistemas modelados em Zemax. Isto tem particular relevo na automatização de diversos factores quer a nível da modelação como da análise da performance desses sistemas. Este potencial tem estado em desenvolvimento constante e a sua aplicação ao modelo óptico do olho é algo que permitirá uma maior facilidade no estudo não só do comportamento do olho mas também no desenvolvimento de novas técnicas de diagnóstico e tratamento.

Objectivo

O objectivo deste trabalho foi a criação de uma ferramenta computacional que permita facilitar e automatizar a parametrização de um modelo óptico do olho humano de forma a permitir a simulação do sistema óptico em diversas situações, usando a combinação das ferramentas MATLAB e Zemax. A aplicação desenvolvida deverá simular as alterações ocorridas com a idade e o estado de acomodação, num olho dito normal. Para além disso, pretende-se que a ferramenta desenvolvida seja extensível de modo a permitir a personalização de modelos oculares de uma forma gradualmente mais complexa bem como o teste dos modelos criados em múltiplas aplicações, sejam elas do ponto de vista clínico ou científico.

Organização da Tese

Esta dissertação está organizada em seis capítulos.

No capítulo 2 é pretendido que o leitor se familiarize com o tema e os principais fundamentos teóricos utilizados na elaboração do programa desenvolvido. O capítulo está dividido em três grandes partes: a primeira dedicada a um resumo sobre a anatomia e óptica do olho humano dando-se ênfase aos componentes ópticos; a segunda parte é dedicada à modelação óptica do olho humano, em que são revistos os principais modelos ópticos, bem como as diferentes abordagens à modelação dos diversos componentes oculares; na terceira parte faz-se um pequeno resumo das ferramentas utilizadas para a construção do simulador.

O capítulo 3 é dedicado à descrição do modelo óptico base implementado no simulador, desde as alterações biométricas nos componentes com a idade e acomodação ao seu desempenho óptico.

No capítulo 4 é descrito o simulador. O capítulo divide-se em duas partes: uma dedicada ao desenho óptico implementado no modo não-sequencial do Zemax e outra ao programa desenvolvido em MATLAB.

O capítulo 5 dedica-se à construção de uma aplicação que pretende simular a irradiação do olho por um laser, bem como aos resultados obtidos por esta aplicação.

No capítulo 6 são tiradas as conclusões e são apresentadas algumas sugestões de melhoria e perspectivas de desenvolvimento futuro.

2 Enquadramento Teórico

2.1 O olho humano

Formada por um sistema complexo, que inclui não só a capacidade de detectar luz, mas também de formar uma imagem e interpretá-la, a visão representa um dos cinco sentidos do Homem. O olho humano é o órgão da visão responsável pela fotorrecepção, processo pelo qual a energia luminosa produz alterações em estruturas especializadas da retina, e as transmite para o cérebro.

2.1.1 Anatomia e fisiologia do olho

A excelente performance do olho humano está reflectida na complexidade da sua estrutura. A Figura 2.1 representa o esquema do olho humano contemplando os seus componentes principais.

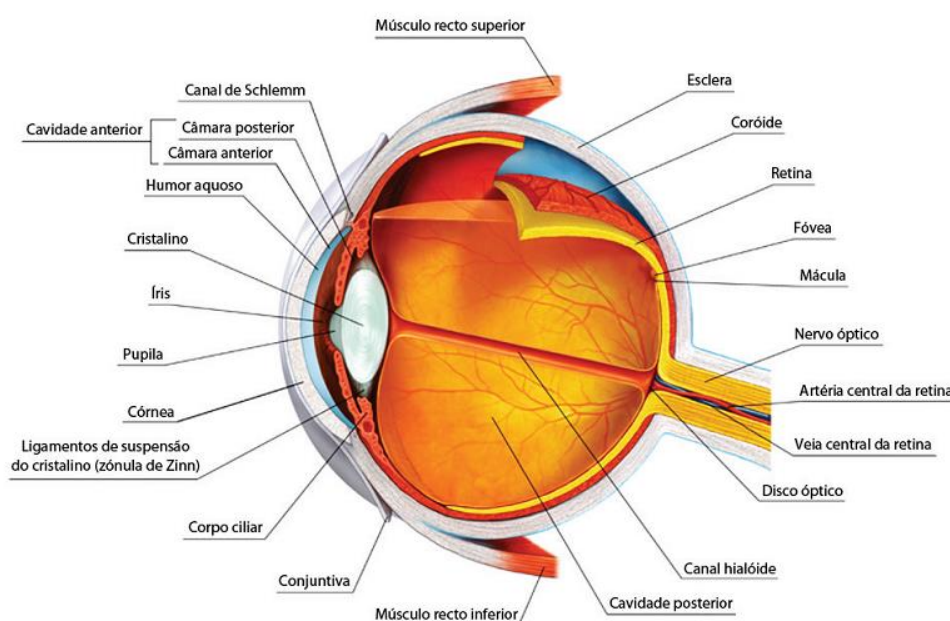


Figura 2.1 – Esquema anatómico do olho humano. Adaptado de [13].

A parede do globo ocular compõe-se de três camadas ou túnicas: a camada externa ou túnica fibrosa, constituída pela esclera, ou esclerótica, e pela córnea; a camada média, túnica vascular ou úvea, constituída pela coróide, corpo ciliar e íris; e a camada interna ou túnica nervosa, a retina [14].

2.1.1.1 Camada externa

A **esclera** é a camada externa, rígida, opaca e branca dos cinco sextos posteriores do olho. Consiste em tecido conjuntivo colagénico denso com fibras elásticas. Ajuda a manter a forma do olho, protege as suas estruturas internas e constitui um ponto de inserção para os músculos que movem o olho [14]. É aproximadamente esférica com um raio de curvatura de 12 mm e possui cerca de 1 mm de espessura, excepto nas zonas de inserção dos músculos, onde atinge cerca de 0,3 mm de espessura [15].

A esclera prolonga-se anteriormente pela **córnea**, o primeiro componente refractivo do olho. A córnea é uma estrutura transparente com uma espessura central média de 0,55mm, constituída por uma matriz de tecido conjuntivo que contém colagénio, fibras elásticas e proteoglicanos (o estroma), com uma camada de epitélio pavimentoso estratificado que cobre a superfície anterior e uma camada de epitélio pavimentoso simples na camada posterior (endotélio). A transparência da córnea é conferida pela maior concentração de proteoglicanos (transparentes) e menor de fibras grandes de colagénio (brancas) relativamente à esclera [14]. As diferentes camadas que constituem a córnea estão representadas na Figura 2.2.

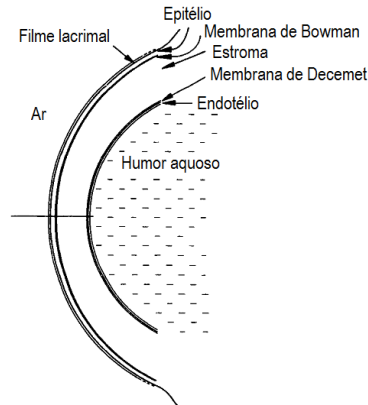


Figura 2.2 – Esquema anatómico da córnea. Adaptado de [15].

Cada constituinte da córnea apresenta o seu próprio índice de refração, no entanto, o estroma representa cerca de 90% da espessura total da córnea sendo o seu índice de refração o dominante. O valor deste é normalmente aceite como sendo 1,376 [15].

Apesar de apresentar uma espessura de 4 µm a 7 µm, o filme lacrimal é essencial quando se trata da qualidade óptica da superfície anterior da córnea [16, 15]. Sendo o epitélio corneal uma superfície rugosa, cheia de pequenas irregularidades e defeitos, e portanto uma superfície com pouca qualidade óptica, o filme lacrimal preenche esses hiatos, tornando a superfície anterior da córnea bastante mais regular. É, por esta razão, consensual que o filme lacrimal desempenha um papel fundamental na redução da dispersão (*scattering*) da luz na superfície corneal anterior [16].

São vários os estudos que caracterizam a superfície anterior da córnea através de um raio de curvatura. No entanto, tal é insuficiente uma vez que o raio de curvatura aumenta com a distância ao vértice da superfície. Como tal, a superfície anterior da córnea pode ser caracterizada pela equação de uma superfície esférica ou conicóide:

$$h^2 + (1 + Q)z^2 - 2zR = 0 \quad (2.1)$$

Em que o eixo z é o eixo óptico, h é o raio equatorial em z, R é o raio de curvatura no vértice da superfície e Q é a constante cónica e caracteriza a asfericidade da superfície (Figura 2.3).



Figura 2.3 – Constantes cónicas e tipos de superfícies correspondentes.

Para além da asfericidade, a córnea também apresenta na maioria dos casos toricidade, o que produz astigmatismo. Isto significa que os raios de curvatura podem ser diferentes consoante os meridianos. Por exemplo, em olhos jovens, o raio de curvatura é tipicamente maior no meridiano horizontal do que no meridiano vertical (denominado astigmatismo à regra) [15].

Existem bastantes estudos focados na medição da superfície anterior da córnea, no entanto são poucos os que caracterizam a superfície posterior. Isto deve-se principalmente ao facto desta ser uma superfície difícil de medir sendo as topografias muito menos fiáveis [16]. No entanto, tecnologias como a fotografia de Scheimpflug corrigida ou a OCT do segmento anterior têm permitido um melhor conhecimento da curvatura posterior da córnea, tendo vários autores encontrado uma relação forte entre os raios de curvatura das duas superfícies corneais, sendo o valor do raio de curvatura posterior cerca de 81% a 82% do raio de curvatura anterior [17, 16]. Os valores dos raios de curvatura variam bastante de indivíduo para indivíduo, oscilando o raio da superfície anterior à volta dos 7,8 mm e o posterior à volta dos 6,4 mm. Para um olhar mais detalhado sobre os valores dos vários estudos pode ser consultada a Tabela A. 1 no *Apêndice A – Biometria associada aos componentes ópticos do sistema ocular humano*.

2.1.1.2 Camada média

A **coróide** é uma membrana fina, com 0,1 mm a 0,2 mm de espessura, altamente vascularizada e pigmentada, rica em melanina, o que lhe confere uma cor negra [18, 14].

O **corpo ciliar** é contínuo à coróide e consiste num anel ciliar mais exterior e num grupo de processos ciliares mais interiores, que permitem a inserção dos ligamentos suspensores do cristalino, também denominados zónulas. O corpo ciliar contém os chamados músculos ciliares cuja contracção pode modificar a forma do cristalino. Esta função é descrita mais adiante num processo denominado *acomodação* [14].

A **íris** deriva do corpo ciliar e é a parte colorida do olho rodeando uma abertura denominada **pupila**. É uma estrutura contráctil composta por dois grupos de músculos lisos: um grupo circular – esfíncter pupilar (*sphincterpupillae*) – e um grupo radial – dilatador da pupila (*dilatorpupillae*). Estes grupos são respectivamente controlados pelos sistemas nervosos parassimpático e simpático. A quantidade de luz que entra no olho é controlada pela íris e como tal assume grande importância na performance óptica do sistema ocular [14].

2.1.1.3 Cristalino

O **cristalino** é o segundo componente refractivo do sistema. Trata-se de uma estrutura biológica pouco comum. É transparente e biconvexo, com a maior convexidade na superfície posterior. É formado por duas populações de células epiteliais especializadas. Uma folha de células cubóide, o epitélio, cobre a superfície anterior do cristalino. A matriz do cristalino é composta por camadas concêntricas de células fibrosas alongadas. As camadas exteriores destas células estendem-se desde a superfície anterior até à superfície posterior. Uma matriz elástica extracelular, a cápsula, segregada pelas células epiteliais e pelas células fibrosas mais exteriores, cobre todo o cristalino. A estrutura anatómica do cristalino encontra-se representada pelo diagrama da Figura 2.4.

No cristalino adulto, as células fibrosas e a maioria das células epiteliais não se dividem. No entanto, as células perto da margem equatorial do epitélio do cristalino, numa região denominada zona germinativa, proliferam lentamente. A maioria das células produzidas, por mitose, nesta zona, migram para a zona posterior do cristalino, diferenciando-se em células fibrosas no equador do cristalino. Estas novas células fibrosas alongam e acumulam grandes quantidades de proteínas chamadas cristalininas. Ao alongar, a ponta basal (posterior) das novas células acompanha a superfície interior da cápsula do cristalino e a ponta apical (anterior) acompanha a superfície anterior da camada epitelial. Como tal, as pontas das células originadas nos dois polos germinativos, encontram-se numa zona denominada sutura. A sutura pode dividir-se em sutura anterior, onde se encontram as pontas apicais, e posterior, onde se encontram as pontas basais. Uma vez que as pontas se encontrem, as células deixam de alongar, as pontas basais destacam-se da cápsula e os seus componentes intracelulares começam a degradar-se.

Para além disso, a produção de cristalinas deixa de ocorrer a partir do momento em que a ponta basal se destaca da cápsula. As células mais maduras vão se acumulando cada vez mais no interior do cristalino à medida que novas gerações de células proliferam. Desta forma, o cristalino continua a aumentar em termos de volume e número de células [18].

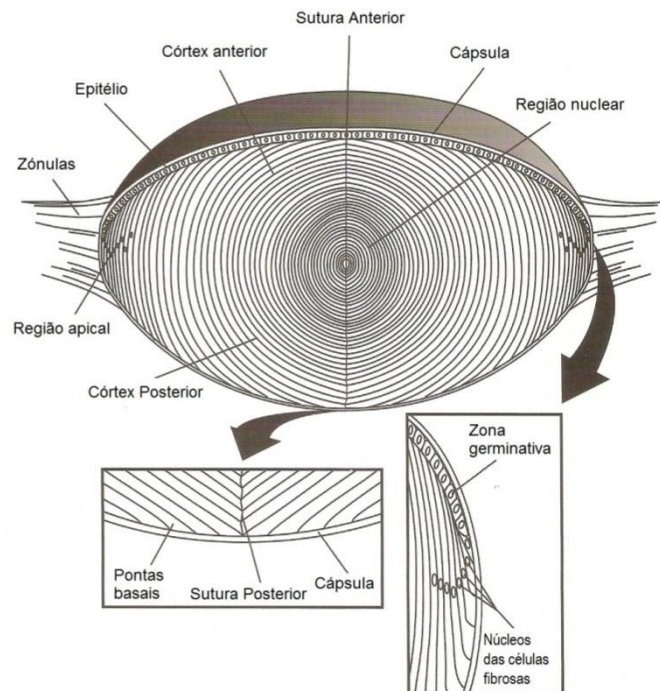


Figura 2.4 – Representação do cristalino humano adulto. Adaptado de [18].

A potência do cristalino reside essencialmente na enorme concentração de cristalinas que contém. Esta concentração pode chegar a mais de 50% em certas zonas do cristalino. Num cristalino saudável, as cristalinas repelem-se, não formando precipitados, e mantendo entre si espaços com dimensões equivalentes a uma pequena fracção dos comprimentos de onda de luz visível. A formação de cataratas tem que ver com a agregação destas proteínas nalgum momento da proliferação das células do cristalino [18]. Assim, a composição química do cristalino determina o seu índice de refacção, ou seja, à medida que a concentração de cristalinas aumenta, o índice de refacção do cristalino aproxima-se de 1,42, apresentando na periferia um índice de 1,38 aproximadamente.

À semelhança da córnea, também o cristalino exhibe toricidade e asfericidade. No entanto, são poucas as técnicas, como é exemplo a fotografia de Scheimpflug, que permitem obter perfis unidimensionais das superfícies do cristalino *in vivo* [16]. Assim, a maior parte dos resultados conhecidos hoje em dia são obtidos de cristalinos *in vitro*, considerando-se as superfícies como cónicas de revolução, isto é, rotacionalmente simétricas. Uma vez que o cristalino se encontra suspenso e sujeito a uma determinada tensão *in vivo*, os resultados *in vitro* podem trazer grande variabilidade, apesar do uso de estruturas artificiais que simulam as condições de tensão *in vivo*. À inacessibilidade *in vivo* junta-se uma grande variabilidade intersubjectiva e o facto do cristalino sofrer alterações muito significativas a curto e a longo prazo, isto é, com a acomodação e com a idade respectivamente. Os resultados de alguns dos estudos até hoje divulgados podem ser consultados na Tabela A. 2 do Apêndice A – *Biometria associada aos componentes ópticos do sistema ocular humano*.

2.1.1.4 Retina

A **retina** é a estrutura sensorial do olho constituindo uma extensão do sistema nervoso central. É uma estrutura complexa fundamentalmente constituída pela retina pigmentar e pela retina sensorial (Figura 2.5a).

A retina pigmentar, ou epitélio pigmentar da retina (EPR), consiste numa camada única de células preenchidas com melanina e está separada da coróide pela membrana de Bruch. A pigmentação da retina sensorial tem como propósito a absorção de luz dispersa, sendo esta convertida em calor e dissipada na vascularização da coróide [18].

A camada da retina sensorial mais próxima da retina pigmentar é a camada fotorreceptora constituída por dois tipos de neurónios fotorreceptores: os cones e os bastonetes. Existem cerca de 120 milhões de bastonetes sendo eles responsáveis pela visão não-cromática e em condições de luz reduzida. Os cones existem em menor número, cerca de 6 milhões, e, apesar de não serem tão sensíveis à luz, são sensíveis ao comprimento de onda, sendo que existem três tipos de cones de forma a detectarem diferentes comprimentos de onda [14, 15]. Os cones são por isso responsáveis pela visão cromática.

Radialmente, a retina apresenta várias regiões com diferentes características do ponto de vista anatómico e fisiológico. Observando a retina com um oftalmoscópio, podem observar-se várias estruturas importantes. É possível observar uma mancha amarela de onde saem vasos sanguíneos. Esta mancha corresponde ao disco óptico, zona onde as fibras nervosas da retina se encontram e formam o nervo óptico. Esta zona é desprovida de quaisquer fotorreceptores e, como tal, constitui o ponto cego do olho. Perto do centro encontra-se a mácula lútea, uma mancha mais escura, graças a uma maior pigmentação, com cerca de 4 mm a 5 mm de diâmetro [14, 15].

No centro da mácula encontra-se a **fóvea**. A fóvea é a região onde os fotorreceptores se encontram mais compactados e portanto é considerada a zona de maior acuidade visual. Tem cerca de 1,5 mm de diâmetro e na zona central entre os 400 e 600 μm de diâmetro é desprovida de qualquer bastonete [19]. Na zona central apresenta uma densidade máxima de 150000 a 180000 cones/ mm^2 o que equivale a um total de 200000 a 250000 cones em toda a fóvea, o que representa 1% do número total de cones na retina (Figura 2.5b). A zona central é denominada foveóla e apresenta um diâmetro de 300 μm [15].

Topograficamente, a retina apresenta uma espessura regular com excepção de duas depressões significativas nas regiões do disco óptico e da fóvea, sendo que nesta região algumas das camadas são reorganizadas de modo a melhorar a qualidade da visão nessa área [18] (Figura 2.5a).

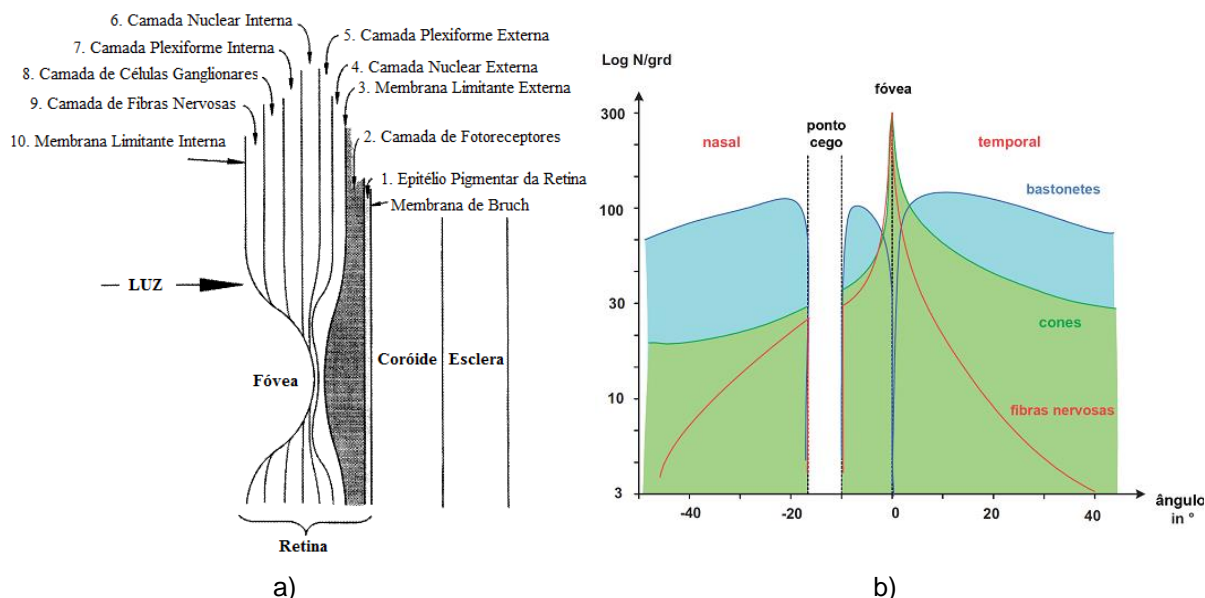


Figura 2.5 – Camadas da retina, coróide e esclera segundo o trabalho de Polyak (adaptado de [15]) e distribuição de cones, bastonetes e fibras nervosas na retina em função do campo (adaptado de [20]).

2.1.1.5 Câmaras

O interior do olho está dividido em três câmaras: a **câmara anterior**, entre a superfície posterior da córnea e a íris; a **câmara posterior**, entre a íris, o corpo ciliar e a superfície anterior do cristalino; e a **câmara vítrea**, entre a superfície posterior do cristalino e a retina [15].

As câmaras anterior e posterior contêm o **humor aquoso** enquanto a câmara vítrea contém o **humor vítreo**. Trata-se de dois fluidos transparentes semelhantes responsáveis pela manutenção da pressão intra-ocular, e, como tal, também pela manutenção da forma do olho. Neste sentido, é de salientar a importância do humor aquoso, uma vez que ao contrário do humor vítreo, é constantemente reposto (produzido pelo corpo ciliar e drenado pelo Canal de Schlemm) [14]. Os dois humores apresentam índices de refração muito próximos, sendo consensualmente aceite o valor 1,336 para ambos.

2.1.2 Óptica do olho

2.1.2.1 Sistema Óptico e Formação de Imagem

O sistema óptico do olho humano resulta da combinação de dois componentes refractivos, córnea e cristalino, um diafragma, íris, e um detector, a retina, todos com as suas respectivas posições relativas e orientações.

O olho não acomodado apresenta uma potência total de cerca de +60 D. A córnea contribui com cerca de dois terços deste valor. Utilizando uma abordagem paraxial, a potência dióptrica total da córnea pode ser obtida pela equação:

$$P_T = P_1 + P_2 - \frac{P_1 P_2 d}{n} \quad (2.2)$$

Em que P_1 é a potência dióptrica da superfície anterior, P_2 potência dióptrica da superfície posterior, d é a espessura central da córnea e n é o índice de refração da córnea. A potência dióptrica de uma superfície é dada por:

$$P = \frac{n' - n}{R} \quad (2.3)$$

Em que n e n' são os índices de refração dos meios incidente e de refração, respectivamente, ou seja, para a superfície anterior da córnea, n é o índice de refração do ar e n' é o índice de refração da córnea (1,376), e para a superfície posterior da córnea, n é o índice de refração da córnea e n' é o índice de refração do humor aquoso (1,336). Como tal, considerando uma córnea com os raios de curvatura anterior $R_1 = 7,8$ mm e posterior $R_2 = 6,4$ mm, e uma espessura central $d = 0,5$ mm, temos:

$$P_1 = \frac{1,376 - 1}{7,8 \times 10^{-3}} = +48,20 \text{ D} \text{ e } P_2 = \frac{1,336 - 1,376}{6,4 \times 10^{-3}} = -6,25 \text{ D} \quad (2.4) \text{ e } (2.5)$$

A potência dióptrica total da córnea é então dada por:

$$P_T = 48,20 - 6,25 + \frac{48,20 \times 6,25 \times 0,50 \times 10^{-3}}{1,376} = +42,06 \text{ D} \quad (2.6)$$

Ao atravessar a córnea, a luz encontra o humor aquoso que preenche a câmara anterior. A distância paraxial entre a superfície posterior da córnea e a superfície anterior do cristalino é denominada profundidade da câmara anterior (PCA) e tem bastante importância do ponto de vista

óptico, uma vez que, mantendo inalterados os restantes componentes, uma redução de 1 mm nesta distância pode significar um aumento da potência total do olho em +1,4 D.

A quantidade de luz que entra no cristalino é regulada pela íris. As pupilas de entrada e saída, ou seja, as imagens da abertura da íris no espaço do objecto e da imagem respectivamente, têm um papel crucial na qualidade da imagem e da visão. Em níveis de luminância elevada, o tamanho da pupila é reduzido, o que impede raios periféricos, tipicamente indutores de maiores aberrações, de passar. Para níveis de luminância baixos, o número de fótons é baixo e como tal o sinal detectado não é tão distinguível do ruído, baixando a qualidade da visão. Assim, é nesta relação entre desfocagem e ruído que a íris actua de forma a encontrar o tamanho óptimo para a pupila. A posição da pupila relativamente aos restantes componentes, principalmente o descentramento relativo ao eixo óptico, tem um efeito bastante importante na qualidade do sistema óptico. Normalmente a pupila apresenta um descentramento nasal de 0,5 mm, o que aumenta o efeito da aberração coma [16].

O cristalino apresenta uma potência a rondar as 19 dioptrias no olho relaxado, podendo atingir mais que 30 dioptrias num estado de acomodação total a um objecto próximo. Pelo facto da estrutura interna do cristalino ser bastante complexa e difícil de medir, o seu verdadeiro efeito na qualidade óptica ainda é pouco conhecido. No entanto, pensa-se que a distribuição do índice de refração no cristalino está fortemente relacionada com a asfericidade das superfícies, sendo que alterações nos valores das constantes cónicas, com a acomodação ou idade, podem afectar não só a qualidade óptica mas também a potência dióptrica do cristalino. Por exemplo, para um cristalino com constantes cónicas nulas, a potência dióptrica é 10% maior do que para um cristalino com constantes cónicas $Q_a = -4$ e $Q_p = -3$ (Q_a e Q_p são referentes a superfície anterior e posterior respectivamente). Por outro lado, o principal efeito da asfericidade na qualidade óptica faz-se sentir na quantidade de aberração esférica parecendo a estrutura interna do cristalino parece agravar este efeito [21].

A retina é o “detector” do sistema ocular. A sua curvatura parece praticamente encaixar na curvatura da imagem, o que representa uma grande influência na qualidade de imagem periférica [16]. Por outro lado, cada cone actua como um guia de onda individual, sendo que cada um aponta aproximadamente para o centro da pupila e apresenta um ângulo de aceitação muito reduzido. Como consequência, a eficiência relativa dos raios que atingem cada cone é máxima quando o raio segue o caminho que liga o centro da pupila com o centro da guia de onda, diminuindo para raios periféricos. Este é o efeito de Stiles-Crawford e é uma espécie de apodização da pupila [16]. Esta eficiência não uniforme faz com que as aberrações dos raios periféricos, bem como o efeito da dispersão intra-ocular (*scattering*), sejam atenuados.

2.1.2.2 Eixos

Podemos definir vários eixos para o olho humano. Por definição, o eixo óptico é a recta que intersecta os centros de curvatura das superfícies refractivas. No entanto, o olho não é rotacionalmente simétrico, e mesmo que as quatro principais superfícies (anteriores e posteriores da córnea e cristalino) fossem rotacionalmente simétricas, os quatro centros de curvatura não seriam colineares [15]. No caso do cristalino, este apresenta um descentramento médio de 0,1 mm na direcção nasal e uma rotação de 0,2° temporalmente [22]. No caso da córnea, estudos recentes mostram um descentramento do vértice da superfície anterior na ordem dos 2° na direcção nasal e 1° para cima [16]. Como tal, no olho humano, considera-se o eixo óptico como a melhor aproximação da linha que une os quatro centros de curvatura das quatro superfícies refractantes [23].

A fóvea apresenta um descentramento médio de 5° na direcção temporal em relação ao eixo óptico [15]. A recta que intersecta a fóvea e o ponto focado através dos pontos nodais do sistema define o eixo visual [23, 15]. Por definição, o raio que se dirige ao ponto nodal não sofre qualquer desvio angular por parte do sistema óptico, daí a importância deste eixo nas funções visuais. A Figura 2.6 ilustra o eixo óptico e o eixo visual, mas também o eixo pupilar, definido pela linha que une o centro da pupila de entrada com o centro da curvatura da superfície anterior da córnea, bem como a linha de visão, definida pela linha que une a fóvea ao ponto focado pelo centro da pupila de entrada.

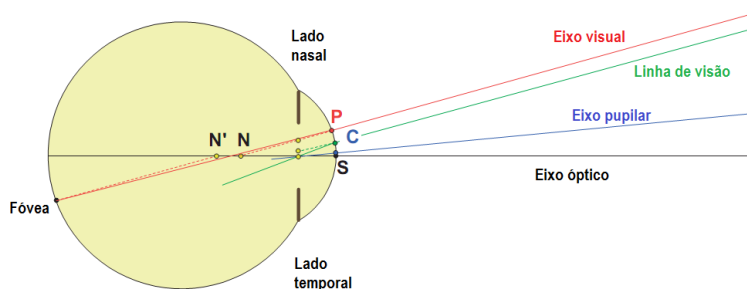


Figura 2.6 – Eixos do olho. Adaptado de [24].

2.1.2.3 Aberrações monocromáticas

Tal como todos os sistemas ópticos, o olho humano apresenta uma série de aberrações. As aberrações são desvios daquela que seria a imagem perfeita calculada com a óptica de Gauss ou óptica paraxial, ou seja, são o resultado das formas das superfícies e da sua localização no sistema óptico. Estas aberrações são denominadas de aberrações monocromáticas e podem dividir-se em duas classes: erros refractivos e aberrações de ordem superior.

Para entender a abordagem às aberrações oculares, é necessário introduzir o conceito de frente de onda. Uma frente de onda é uma superfície definida pelo conjunto de pontos do meio que são alcançados no mesmo instante pela mesma fase de uma onda. Raios e frentes de onda são perpendiculares. Para que a luz convirja para um único ponto, a frente de onda resultante de um sistema óptico deve ser uma esfera perfeita centrada no ponto da imagem. Assim sendo, as aberrações do olho humano correspondem à diferença entre a frente de onda real e a frente de onda ideal.

Erros refractivos

Na população normal, as aberrações dominantes são aberrações esfero-cilíndricas de segunda ordem e são denominadas erros refractivos. Estes incluem a **miopia** (desfocagem positiva), a **hipermetropia** ou **hiperopia** (desfocagem negativa) e o **astigmatismo** regular (Figura 2.7). Estas aberrações representam cerca de 90% das aberrações totais no olho humano e são tipicamente corrigidas com recurso a lentes de óculos, lentes de contacto e cirurgia refractiva, como o LASIK.

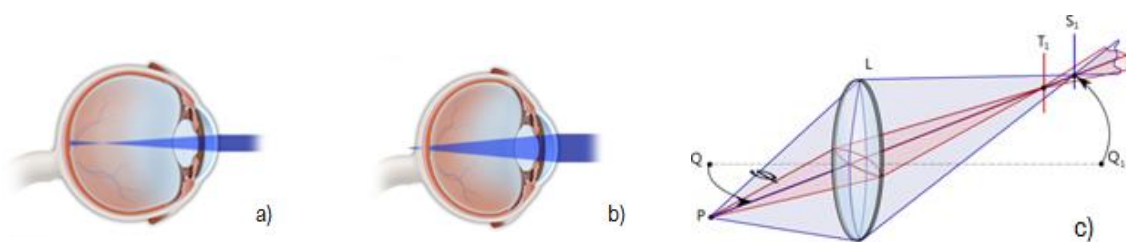


Figura 2.7 – Erros refractivos: a) miopia, b) hipermetropia e c) astigmatismo regular. Adaptado de [25].

Um olho diz-se miópico quando a imagem do objecto observado se forma antes da retina, ou seja, o olho é demasiado potente para o seu comprimento axial, daí o termo desfocagem positiva. É um erro refractivo que, na maior parte dos casos, pode ser corrigido com uma lente esférica negativa. No caso em que o olho é hipermetrope, passa-se o contrário, ou seja, a imagem forma-se depois da retina. O olho não tem potência suficiente para o seu comprimento axial, logo o erro refractivo pode ser corrigido com uma lente esférica positiva.

O astigmatismo regular é a variação do foco para raios em dois planos ortogonais do sistema óptico. No caso em que a vergência do sistema é maior no meridiano vertical do que no meridiano horizontal, dizemos que estamos perante astigmatismo a favor da regra ou à regra. No

caso contrário, o astigmatismo é contra a regra. Também existem casos, menos comuns no olho humano, de astigmatismo oblíquo, em que o menor ângulo entre os planos de maior e menor vergência é menor que 70° .

Segundo as ametropias, o astigmatismo pode ser classificado como:

- Astigmatismo miópico simples – um ponto focal na retina e outro antes;
- Astigmatismo miópico composto – os dois pontos focais antes da retina;
- Astigmatismo hiperópico simples – um ponto focal na retina e outro depois;
- Astigmatismo hiperópico composto – os dois pontos focais depois da retina;
- Astigmatismo misto – um ponto focal antes e o outro depois da retina.

O astigmatismo regular pode ser corrigido com lentes esfero-cilíndricas, sendo a componente cilíndrica definida pela diferença de vergências e o azimuth entre os planos de maior e menor vergência [26].

Aberrações de ordem superior

Os restantes 10% das aberrações totais surgem da contribuição de aberrações de ordem superior, como é o caso da aberração esférica, coma e tri-corno (ou trifólio; do inglês *trefoil* - forma de trevo de três folhas).

A **aberração esférica** é a variação da posição em que um raio foca em função da sua distância radial ao centro da pupila de entrada. A quantidade de aberração esférica é equivalente à distância lateral, no plano da imagem, entre o raio que passa no centro da pupila e o raio que passa na sua extremidade. Facilmente, percebemos que quanto maior o diâmetro da pupila, maior é a quantidade de aberração esférica. Isto traduz-se num efeito conhecido como miopia noturna, uma vez que para luminosidades menores, a pupila dilata, aumentando a quantidade de aberração esférica.

A **aberração coma** é a variação da magnificação em função da posição do raio na pupila.

Ambas aberrações se encontram representadas na Figura 2.8.

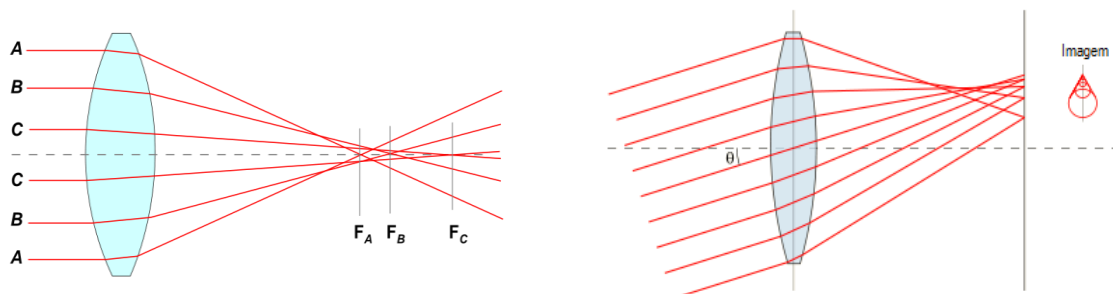


Figura 2.8 – Aberração esférica (à esq.) e aberração coma (à dir.). Adaptado de [27].

Classificação de frentes de onda

O método mais comum para classificação da forma dos mapas de aberração é considerar um mapa como uma soma de formas fundamentais, ou funções base. O conjunto de funções normalizado para caracterização de aberrações monocromáticas do olho humano, acordado recentemente pela comunidade científica, é o conjunto de polinómios de Zernike [23].

Cada um dos polinómios representa uma aberração típica isolada, que se torna mais complexa com o aumento da ordem (nível) do polinómio e é dependente do diâmetro da pupila (um polinómio de quarta ordem, por exemplo, é uma função dependente da quarta potência do raio da pupila). Deste modo, estes polinómios permitem representar as aberrações ópticas como função das suas subcomponentes (aberrações de diferentes ordens de Zernike). A aberração total é o resultado da soma da contribuição de todos os polinómios.

A tabela 2.1 apresenta os polinómios para as aberrações mais relevantes. A Figura 2.9 mostra a representação gráfica das frentes de onda características das aberrações individuais correspondentes aos primeiros 15 polinómios de Zernike.

Tabela 2.1 – Listagem dos polinômios de Zernike mais relevantes. Adaptado de [28].

Ordem (n)	Aberração	Termo de Zernike	Polinômio
2ª	Astigmatismo primário oblíquo	$Z_{2,-2}$	$\sqrt{6}p^2\sin 2\theta$
	Desfocagem	$Z_{2,0}$	$\sqrt{3}(2p^2-1)$
	Astigmatismo primário vertical	$Z_{2,2}$	$\sqrt{6}p^2\cos 2\theta$
3ª	Tri-corno vertical	$Z_{3,-3}$	$\sqrt{8}p^3\sin 3\theta$
	Coma primário vertical	$Z_{3,-1}$	$\sqrt{8}(3p^3-2p)\sin\theta$
	Coma primário horizontal	$Z_{3,1}$	$\sqrt{8}(3p^3-2p)\cos\theta$
	Tri-corno oblíquo	$Z_{3,3}$	$\sqrt{8}p^3\cos 3\theta$
4ª	Aberração esférica primária	$Z_{4,0}$	$\sqrt{5}(6p^4-6p^2+1)$

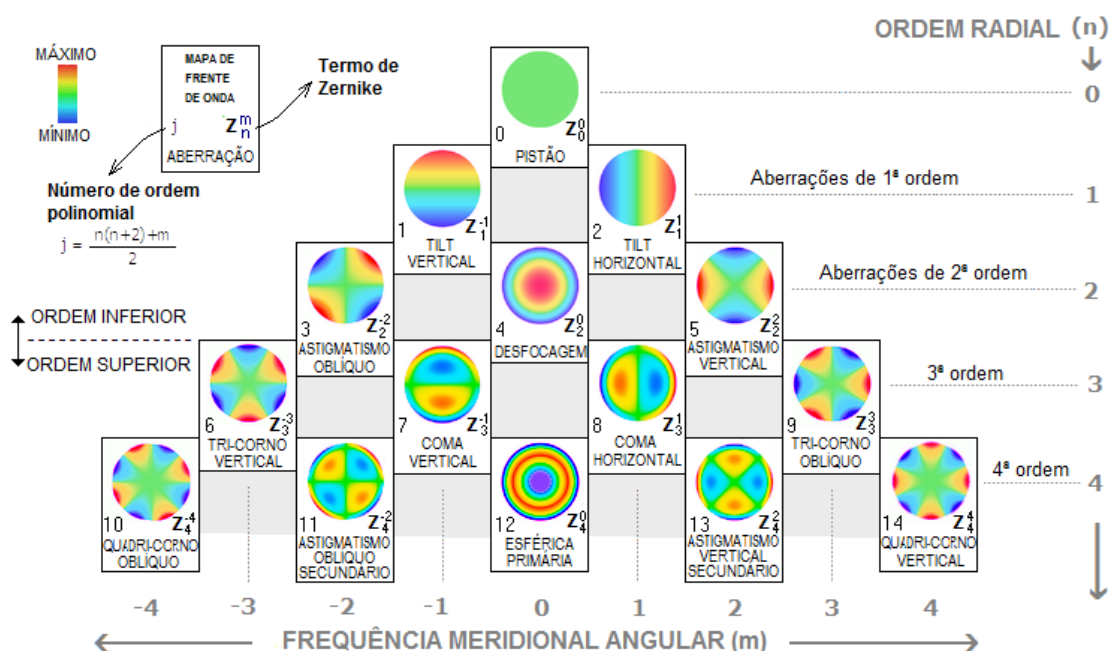


Figura 2.9 – Representação gráfica das frentes de onda características das aberrações individuais correspondentes aos primeiros 15 polinômios de Zernike. Adaptado de [28].

Mecanismos de compensação

O olho humano apresenta mecanismos de compensação para as suas aberrações, principalmente na medida em que as aberrações dos componentes intra-oculares, principalmente o cristalino, compensam as aberrações da córnea. Por exemplo, em olhos jovens, a aberração esférica da córnea é normalmente positiva enquanto a do cristalino é negativa. Outro exemplo é todo o sistema intra-ocular fazer uma compensação do astigmatismo e do coma horizontal presentes na córnea [29].

2.1.2.4 Aberrações cromáticas

As aberrações cromáticas são consequência da dispersão cromática e como tal, são tipicamente separadas das aberrações monocromáticas. No olho humano, a luz com menor comprimento de onda sofre mais refração e a luz com maior comprimento de onda sofre menos refração, ou seja, normalmente o olho é míope para comprimentos de onda curtos e hiperópico para comprimentos de onda longos. Dentro do espectro visível, a diferença cromática ao longo do eixo óptico dos focos é de cerca de 2 D. Esta diferença, a que chamamos aberração cromática longitudinal, varia muito pouco de indivíduo para indivíduo. A diferença dos focos em relação ao

plano da imagem chama-se aberração cromática transversal e varia bastante de indivíduo para indivíduo e mesmo entre os dois olhos [23]. A Figura 2.10 representa a aberração cromática longitudinal típica no olho humano.

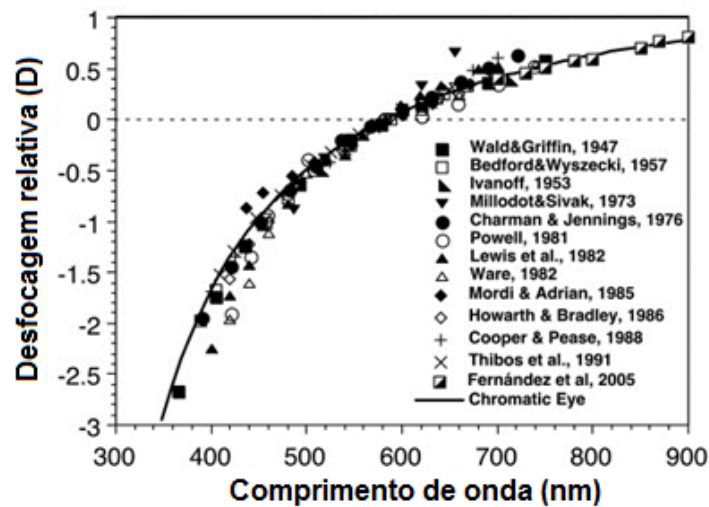


Figura 2.10 – Estudos publicados sobre a aberração cromática longitudinal em olhos adultos. Adaptado de [29].

2.1.2.5 Avaliação de desempenho óptico

Como já foi abordado, a qualidade do sistema ocular humano está limitada para pupilas pequenas pela difracção e para pupilas grandes pelas aberrações. Assim, existem funções que permitem avaliar objectivamente o desempenho óptico de um sistema. Além dos mapas de frente de onda já referidos, importa destacar três funções: a **função de resposta impulsional** (PSF do inglês *Point Spread Function*), o **diagrama de manchas** (*Spot Diagram*) e a **função de transferência de modulação** (MTF do inglês *Modulation Transfer Function*).

Num sistema óptico ideal, a imagem de um objecto pontual seria também um objecto pontual. No entanto, em sistemas reais tal não acontece e isso deve-se a duas razões principais: às aberrações e aos efeitos da difracção. A imagem fornecida por um sistema óptico real de um objecto pontual é uma mancha luminosa descrita pela função de resposta impulsional.

A forma mais comum de obtenção da **PSF** é através do uso da Transformada rápida de Fourier (FFT). De uma forma simples, podemos dizer que uma grelha de raios são traçados desde o objecto pontual até à pupila de saída, isto é, a imagem da abertura do sistema no espaço imagem. A amplitude e a diferença de caminho óptico de cada raio são usadas para obter a amplitude de cada ponto que constitui a grelha de frente de onda pupila de saída. O valor real da FFT PSF é então o quadrado da FFT aplicada a esta grelha.

O **diagrama de manchas** pode ser considerado uma “PSF geométrica”. Trata-se uma distribuição bidimensional resultante da intersecção de raios peri-axiais, que atingem todos os pontos de uma grelha de padrão quadrangular ou hexapolar posicionada no plano da pupila de entrada do sistema óptico, com o plano da imagem.

O diagrama de manchas permite observar de forma bastante directa os efeitos das aberrações na qualidade da imagem, não contemplando os efeitos de difracção, e aparece normalmente comparado com o limite de difracção, representado pelo disco de Airy.

Anexados ao diagrama de manchas, existem mais duas métricas de qualidade: o raio RMS e o raio geométrico [30]. O raio RMS é dado pelo valor médio quadrático das distâncias de todos os pontos resultantes da intersecção dos raios peri-axiais com a superfície da imagem (x_i, y_i) relativamente ao ponto de intersecção do raio paraxial com a superfície da imagem (x_0, y_0). O raio RMS é dado por:

$$R_{RMS} = \frac{\sum_{i=1}^n \sqrt{(x_i - x_0)^2 + (y_i - y_0)^2}}{n} \quad (2.7)$$

em que n é o número total de raios considerados.

O raio geométrico é tão só a maior distância encontrada entre as intersecções de um raio peri-axial e o raio paraxial na superfície da imagem.

A curva **MTF** representa a capacidade de um sistema óptico para transferir o contraste do objecto para a imagem.

Se tivermos uma fonte de luz monocromática, podemos descrevê-la através do contraste ou modulação. O gráfico do contraste, ou modulação, é construído com base na expressão:

$$K_e \equiv \frac{T_{max} - T_{min}}{T_{max} + T_{min}} \quad (2.8)$$

onde T_{max} e T_{min} são as transmitâncias máxima e mínima da fonte.

O sistema óptico investigado forma uma imagem real cuja modulação é dada por:

$$K_i \equiv \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \quad (2.9)$$

onde I_{max} e I_{min} representam, respectivamente, as irradiâncias máxima e mínima da imagem.

A MTF é então definida como a razão entre a modulação da imagem e a modulação do objecto, para todas as frequências espaciais [31]. Ou seja:

$$MTF = \frac{K_i}{K_e} \quad (2.10)$$

Os valores de MTF são normalizados e as frequências espaciais aparecem em ciclos/grau ou ciclos/mm. Um ciclo aparece muitas vezes descrito como um par de linhas (lp).

A curva MTF tem diferentes significados mediante a frequência espacial correspondente. A 1,5 ciclos/grau, o que no olho humano corresponde a 5 ciclos/mm, o seu valor revela o comportamento do sistema óptico em termos de contraste. Em termos qualitativos, a experiência diz que um bom sistema óptico apresenta valores acima dos 95% a esta frequência e que abaixo dos 90% a performance é má [30].

Para frequências entre os 3 a 12 ciclos/grau (10 a 40 ciclos/mm), a MTF indica-nos a acuidade do sistema, ou seja, quão bem um sistema transmite estruturas finas. Por exemplo, no que diz respeito ao olho humano, o sistema deve apresentar valores de MTF superiores a 50% para a frequência de 6 ciclos/grau (20 ciclos/mm).

2.1.3 Acomodação

No processo de acomodação, quando o olho necessita de alterar o foco de objectos distantes para objectos próximos, o músculo ciliar contrai-se, o que faz com que os ligamentos suspensórios do cristalino relaxem. Isto permite ao cristalino tornar-se mais redondo, isto é, a sua espessura central aumenta bem como as curvaturas das superfícies anterior e posterior. Para além disso, a superfície anterior move-se ligeiramente para diante. Estas alterações resultam num aumento da potência equivalente do olho. Quando o olho necessita acomodar-se de objectos próximos para objectos distantes, o processo inverso ocorre [15].

Num olho relaxado focado no infinito, isto é, não acomodado, a potência equivalente do cristalino é aproximadamente +19 D. Num olho acomodado para um ponto a 10 cm do vértice da superfície anterior da córnea, a potência é aproximadamente +30 D.

Considera-se o nível de acomodação como a vergência do objecto focado. Esta vergência é dada pelo inverso da distância a que o ponto focado se encontra do vértice da superfície anterior da córnea (em metros). A vergência é dada em dioptrias e não deve ser confundida com a potência dióptrica do olho. Para o olho relaxado, o nível de acomodação é zero, mas a potência do olho é cerca de +60 D. O nível de acomodação e o aumento de potência do cristalino não são a mesma coisa mas estão intimamente ligados.

Existem limites físicos para as alterações à forma do cristalino, e como tal, existem restrições às alterações da potência do cristalino. Ao ponto menos distante a que o olho consegue acomodar-se, ou seja, o cristalino está no limite da sua capacidade de acomodação, chama-se ponto próximo, e ao ponto mais distante a que o olho consegue focar com sucesso, ou seja, o olho está num estado totalmente relaxado, chama-se ponto remoto. Ao intervalo entre os pontos próximo e remoto chamamos zona de acomodação, e à diferença entre as vergências associadas a estes pontos chamamos amplitude de acomodação [15] (Figura 2.11).

No olho emétrepe, o ponto remoto é o infinito, logo a vergência a ele associada é zero. Assim, a amplitude de acomodação de um olho emétrepe é igual à vergência do ponto próximo.

As alterações da forma do cristalino com a acomodação causam naturalmente alterações na frente de onda. De uma forma geral, isto reflecte-se numa diminuição da aberração esférica, ou seja, esta tem tendência a tornar-se negativa [32].

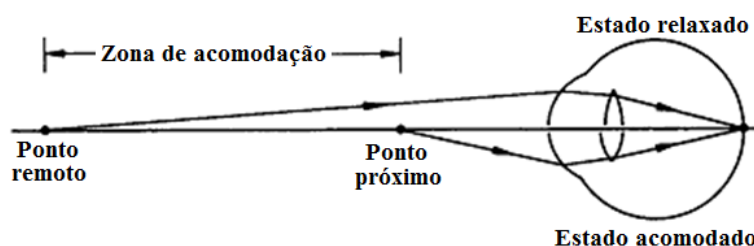


Figura 2.11 – Ponto próximo e ponto remoto do olho. Adaptado de [15].

2.1.4 Alterações com Idade

Ao longo do tempo, as propriedades ópticas do olho podem sofrer várias alterações causadas por motivos neurológicos ou patológicos, como as cataratas. No entanto, o olho adulto considerado saudável sofre uma série de alterações biométricas e fisiológicas que afectarão a sua performance. Nesta subsecção serão abordadas as principais alterações.

Córnea

Nos olhos jovens, o raio de curvatura anterior da córnea é normalmente maior no meridiano vertical do que no meridiano horizontal. Com a idade esta tendência inverte-se: a córnea torna-se mais curva, no entanto mais no meridiano horizontal do que no meridiano vertical, ou seja, o raio de curvatura anterior diminui mais acentuadamente no meridiano horizontal do que no meridiano vertical [15]. Há a salientar o facto que estas alterações não causarem aumento ou diminuição significativos da potência dióptrica da córnea [33].

Cristalino

O cristalino é o componente em que mais se sentem as alterações com a idade. A sua forma, massa e volume mudam, a capacidade de alteração de forma no processo de acomodação diminui e a transmissão de luz diminui drasticamente [34, 15].

A espessura central do cristalino não acomodado aumenta com a idade, o que se deve principalmente a um aumento de espessura central do córtex. Quase proporcionalmente, a profundidade da câmara anterior diminui [35, 34]. Quanto ao diâmetro equatorial do cristalino, este mantém-se sem alterações [34]. Tanto a curvatura anterior como a posterior aumentam, ou seja, os raios de curvatura diminuem, no entanto esta alteração é bastante mais acentuada na superfície anterior [35]. Em relação à asfericidade das superfícies, os estudos que existem mostram alterações muito pouco significativas com a idade [35, 34]. Na Figura 2.12 podem observar-se as alterações estruturais anatómicas ocorridas com a idade.

Como referido, o cristalino apresenta uma forma mais curva com o aumento da idade. Este facto pode sugerir que o cristalino se torne mais potente, tornando o olho mais miópico, no entanto não é isso que acontece, sendo que a tendência é no sentido oposto, isto é, o olho torna-

se hipermetrópe, especialmente entre os 40 e os 60 anos de idade [34, 15] (Figura 2.13). Este problema constitui o **paradoxo do cristalino**.

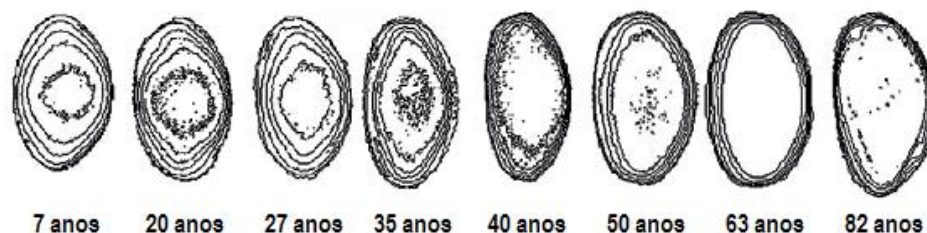


Figura 2.12 – Perfis de cortes transversais de cristalinos reais. Adaptado de [21].

Ao longo do tempo tem havido várias tentativas de explicar o paradoxo do cristalino. Uma das possíveis explicações está na diminuição do comprimento axial com a idade, no entanto, estudos recentes não mostram este efeito [36]. Outra das explicações assenta no facto das alterações nas curvaturas do cristalino estarem perfeitamente equilibradas com o aumento da espessura central, no entanto, existem estudos que demonstram existir mecanismos adicionais para a estabilização da potência focal [37]. A teoria mais aceite é de que existe uma alteração na distribuição do índice de refração do cristalino, sendo que as curvas de índice equivalente diminuem de curvatura no interior do cristalino, aumentando em direcção ao exterior [38].

Uma das principais alterações ocorridas com a idade é a **presbiopia** e define-se como a perda da capacidade de acomodação do olho com a idade. Este é um problema que se começa a notar quando o indivíduo deixa de ser capaz de ver com nitidez ao realizar tarefas ao perto e normalmente manifesta-se na casa dos 40 anos de idade.

São várias as teorias sobre as causas para a presbiopia. A diminuição de amplitude de acomodação do olho tem sido atribuída à perda de contractilidade do músculo ciliar, à perda de elasticidade dos ligamentos zonulares, bem como às relações geométricas entre as zónulas e o cristalino e à zona em que a tensão radial é aplicada. No entanto, a primeira causa para a presbiopia prende-se com o aumento da rigidez do cristalino e perda de elasticidade da cápsula que o envolve [20, 15].

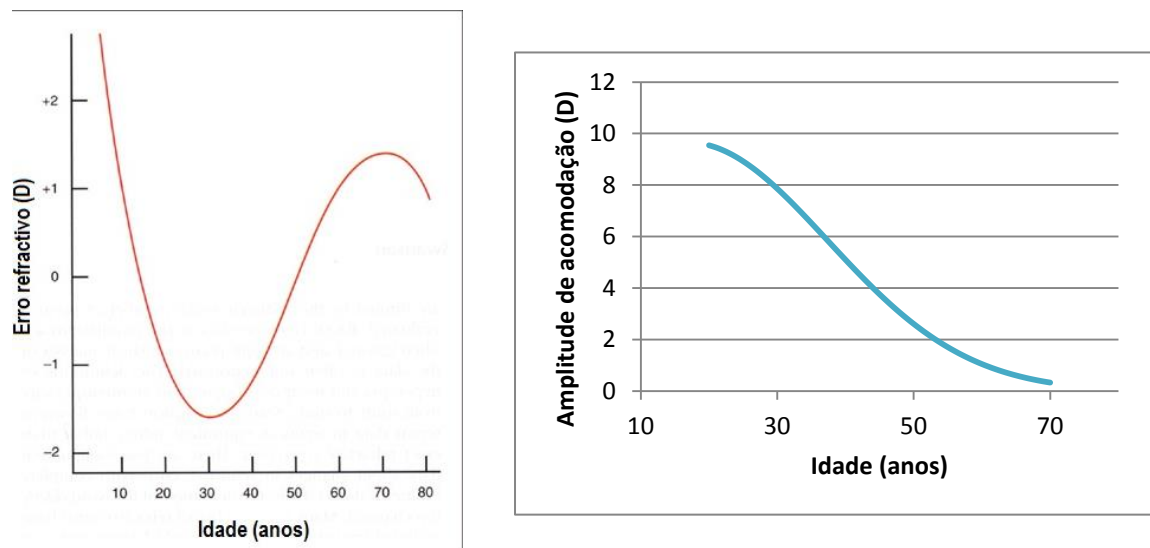


Figura 2.13 – Variação do erro refractivo médio com a idade segundo Saunders [39] (à esq.; adaptado de [40]) e variação da amplitude de acomodação com a idade segundo Ungerer [41] (à dir.).

Existem vários estudos longitudinais e transversais sobre a presbiopia, sendo que todos apontam para uma perda gradual da capacidade acomodativa ainda numa fase inicial da vida, sendo que até aos 60 anos de idade a amplitude de acomodação fica praticamente nula. O estudo

de Ungerer [41], tendo em conta um grande número de indivíduos (1285), ilustra bem a evolução da presbiopia com a idade (Figura 2.13).

Pupila

Outra das alterações importantes com o aumento da idade é a diminuição dos diâmetros mínimo e máximo da pupila. A esta patologia é dado o nome de **miose senil**. É bem conhecida a influência que o tamanho da pupila tem na quantidade de luz que entra no olho e por conseguinte na qualidade da imagem na retina, assim, esta pode ser uma tentativa de mecanismo de compensação da presbiopia [20]. Um dos estudos mais aceites nesta área é o de Winn *et al.* [42] e mostra que para todos os valores de luminância testados, num intervalo de 9 cd/m² a 4400 cd/m², o diâmetro da pupila diminui ao longo da idade. O gráfico da Figura 2.14 mostra a variação do diâmetro da pupila para os valores extremos de luminância utilizados no estudo.

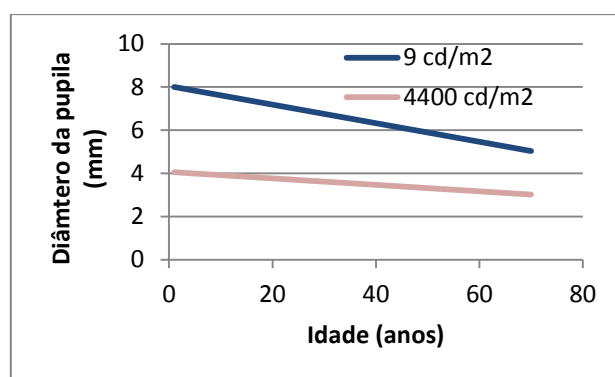


Figura 2.14 – Variação do diâmetro da pupila em função da idade para os valores de luminância $L_v=9 \text{ cd/m}^2$ e $L_v = 4400 \text{ cd/m}^2$. As equações para cálculo do diâmetro pupilar em função da idade são $P_{\min} = 4,070-0,015 \cdot \text{idade}$ e $P_{\max}=8,046-0,043 \cdot \text{idade}$, respectivamente.

Comprimento axial

O globo ocular cresce rapidamente no primeiro ano de idade, abranda até aos cinco anos de idade onde alcança um comprimento axial médio de 23,5 mm [20]. Como vimos, são várias as alterações estruturais que decorrem nos vários componentes oculares, principalmente no cristalino, cujo crescimento não estagna, e que têm influência no estado refractivo do olho humano. É também conhecido o facto de que o olho humano apresenta mecanismos de emetropização e que o equilíbrio entre as alterações estruturais e o crescimento do globo ocular, e por conseguinte do comprimento axial, é determinante na qualidade da imagem que se forma na retina [20]. Um estudo longitudinal levado a cabo por J. Jorge [43] concluiu que em jovens universitários, o estado de emetropia é mantido se o houver um ligeiro aumento do comprimento axial equilibrado com o normal crescimento do cristalino. Por outro lado, os sujeitos cujo estado refractivo sofreu alteração, apresentaram diferenças mais significativas no comprimento axial, todas no sentido do seu aumento. Este pode ser um indicador que os estudos longitudinais podem ser a chave para o conhecimento das alterações que ocorrem com a idade, uma vez que permitem o conhecimento de preditores dessas mesmas alterações e a construção de modelos oculares personalizados que os englobem.

Efeito das alterações nas aberrações

Com a idade, a quantidade de aberrações de ordem superior tendem a aumentar. Isto deve-se principalmente ao facto dos mecanismos de compensação entre a córnea e componentes intra-oculares começarem a falhar, principalmente no que diz respeito à aberração esférica, que em olhos jovens é compensada negativamente pelo cristalino, e nos olhos mais idosos tem tendência a aumentar [44].

Quanto à dispersão cromática longitudinal, poucos estudos existem, no entanto é aceite pela maioria dos autores que ela não se altera, apesar de alguns estudos contrariarem essa tese [23].

2.2 Modelação óptica

No simulador desenvolvido é requisito a implementação de um modelo óptico base que simule as alterações ocorridas no olho a curto prazo, no processo de acomodação, e a longo prazo, ou seja, com a idade. Para além disso, a ferramenta computacional deve permitir ao utilizador parametrizar o modelo óptico de acordo com os parâmetros de um indivíduo, permitindo obter um olho virtual o mais próximo possível do olho real. Assim, torna-se importante conhecer quais os parâmetros utilizados para modelar o olho humano, tanto numa perspectiva de modelos genéricos, ou seja, modelos construídos com base em estudos estatísticos sobre determinadas populações, como numa perspectiva de criação de modelos personalizados.

2.2.1 Modelos genéricos

2.2.1.1 Classificação de modelos

Aquele que é considerado o primeiro modelo exacto do olho humano foi apresentado por Gullstrand em 1909 [1]. Este modelo apresenta pela primeira vez a córnea constituída por duas superfícies refractivas e um cristalino constituído por córtex, com um índice de refacção mais baixo, e núcleo, com índice de refacção mais alto.

O modelo de Gullstrand foi o ponto de partida para o desenvolvimento de uma série de modelos. Uma revisão da literatura mostra uma grande variedade de modelos ópticos seguindo diferentes abordagens. Os paradigmas que as regem são, por norma, os seguintes [16]:

- O número de superfícies representadas: Exacto *versus* Reduzido.
- A qualidade óptica e de imagem: Paraxial *versus* Finito.
- A amplitude do campo de visão: Campo Próximo (*On-axis*) *versus* Longínquo (*Off-axis*).
- A distribuição do índice de refacção do cristalino: Gradiente *versus* Shell *versus* Uniforme.
- A dispersão cromática relativa ao índice de refacção: Monocromático *versus* Policromático.
- As alterações com acomodação: Não acomodado *versus* Acomodativo.
- As alterações com a idade: Independente da idade *versus* Dependente da idade.

Classificação quanto ao número de superfícies

Um modelo pode ser classificado quanto ao número de superfícies como exacto, simplificado ou reduzido.

Um modelo é exacto caso apresente no mínimo quatro superfícies refractantes: duas para a córnea e duas para o cristalino.

Os modelos simplificados surgem da necessidade de simplificar os cálculos paraxiais, nomeadamente para simplificação do cálculo das dimensões da imagem na retina. Apresentam uma superfície para a córnea e duas para o cristalino, com índice de refacção uniforme.

Os modelos reduzidos surgem da necessidade de uma maior simplificação dos cálculos paraxiais. Dentro dos modelos reduzidos, o modelo de Emsley [45], datado de 1952, é uma referência por ter apenas uma superfície esférica refractante, simplificando bastante os cálculos paraxiais.

Classificação quanto à performance óptica e qualidade de imagem

Um modelo pode ser classificado como paraxial ou finito. Os modelos paraxiais apresentam todos os componentes alinhados segundo um único eixo óptico, sendo que todos eles apresentam superfícies esféricas. Por outro lado, os modelos finitos apresentam uma ou mais das seguintes características: não alinhamento da totalidade das superfícies refractantes segundo um único eixo e/ou asfericidade das superfícies.

Uma vez que os modelos paraxiais apresentam superfícies esféricas, estes modelos apenas são precisos na região paraxial, não prevendo correctamente as aberrações do olho humano e a formação de imagem para pupilas grandes ou para ângulos muito distantes do eixo paraxial, isto é, para ângulos superiores a 2°. Apesar disto, apresentam uma grande aplicabilidade no cálculo do tamanho da imagem na retina (magnificação), iluminação da retina, reflectividade das superfícies, efeitos de erros refractivos como miopia e hipermetropia [15].

Uma vez que os componentes oculares apresentam asfericidade e toricidade, os modelos finitos são mais realistas, ou seja, são anatomicamente mais precisos. A grande vantagem do seu uso está no facto de permitirem estudar o efeito das aberrações na formação da imagem e o uso de pupilas grandes. Tipicamente, os modelos finitos apresentam um cristalino com índice de refração não uniforme, no entanto existem modelos paraxiais com este tipo de cristalino, bem como modelos finitos com índice de refração uniforme.

Os modelos finitos basearam-se sobretudo nos modelos paraxiais, de onde se destacam duas grandes referências: o modelo exacto de Gullstrand e o modelo teórico de Le Grand e El Hage [46]. Este último representa a córnea com superfícies anterior e posterior e um cristalino com um índice de refração uniforme.

Classificação quanto à amplitude do campo de visão

Com a evolução do conhecimento das formas da córnea e do cristalino, juntamente com a distribuição do índice de refração no interior do cristalino, vários autores desenvolveram modelos com campos visuais amplos na tentativa de simular as aberrações periféricas (*off-axis*) verificadas nos olhos reais [20].

O primeiro modelo que contempla esta característica coincide com o primeiro modelo finito, ou seja, o modelo de Lotmar [47]. Tomando por base o modelo de Le Grand, Lotmar tornou asféricas a superfície anterior da córnea e a posterior do cristalino, e substituiu a retina plana por uma esférica. Outro modelo deste tipo, criado com o propósito de determinar a projecção do campo de visão na retina, é o de Drasdo e Fowler [48], datado de 1974.

Em 1983, Kooijman [49] apresentou um modelo, baseado no modelo de Le Grand, com o objectivo de determinar a iluminação da retina. Kooijman considerou as quatro superfícies asféricas e apresentou resultados para duas retinas: uma esférica e outra asférica.

Classificação quanto à distribuição do índice de refração do cristalino

O índice de refração da maioria dos componentes oculares pode ser considerado uniforme. A única excepção é o cristalino, para o qual a modelação pode ter três abordagens diferentes.

Muitos modelos utilizam um índice de refração uniforme equivalente, isto é, se o cristalino real fosse substituído por outro com exactamente a mesma forma, com um índice de refração uniforme, este seria o índice de refração equivalente. As outras duas abordagens tentam modelar a estrutura interna do cristalino e a sua distribuição de índices de refração.

A primeira considera um cristalino composto por várias camadas adjacentes organizadas tal como numa cebola, sendo que cada camada tem um índice de refração próprio, fazendo com que o índice de refração do cristalino varie de forma discreta. Num modelo deste tipo é necessário definir o número de camadas sendo que este está dependente do quão exacto, ou anatomicamente correcto, o modelo pretende ser. No geral, este tipo de modelo, normalmente designado como modelo tipo-concha (do inglês *Shell model*), está dependente de um elevado número de parâmetros, daí a sua utilização não ser muito popular. Um modelo de referência com esta abordagem é o modelo desenvolvido em 1984 por Pomerantzeff *et al.* [50]. Seguindo a mesma abordagem, em 2005, Liu *et al.* [51] construíram um modelo com 602 camadas, e mais recentemente Campbell [52] apresentou um modelo que contempla o crescimento de novas células no cristalino com a idade e as alterações no processo de acomodação.

A segunda abordagem tem sido a mais adoptada, e considera que o índice de refração no cristalino varia de forma contínua, apresentando uma distribuição do tipo gradiente, GRIN. É normalmente utilizada uma distribuição quadrática ($r^2 = x^2 + y^2$) dada por:

$$n(r, z) = n_0(z) + n_1(z)r^2 + n_2(z)r^4 + n_3(z)r^6 + \dots \quad (2.11)$$

Em que:

$$n_i(z) = n_{i0} + n_{i1}z + n_{i2}z^2 + \dots + n_{ij}z^j \quad (2.12)$$

Tipicamente, este tipo de abordagem divide o cristalino em duas partes através de uma superfície plana numa posição denominada equador. Como tal, na interface entre os dois hemisférios (anterior e posterior) deve ser garantida a continuidade das superfícies de índice equivalente, como é visível no esquema da Figura 2.15a).

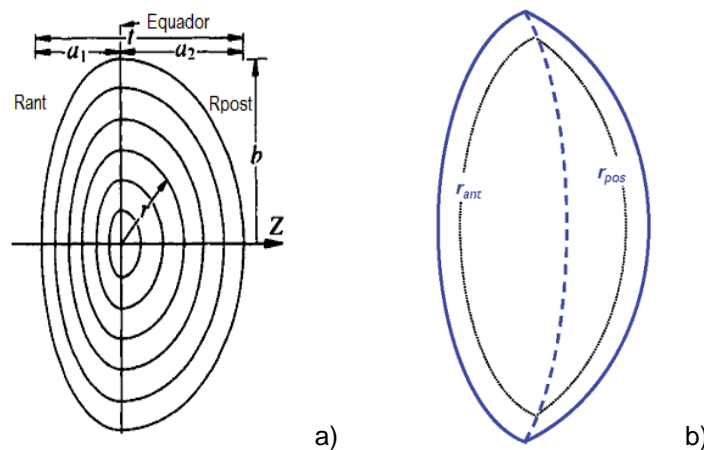


Figura 2.15 – Distribuição do índice de refração no cristalino segundo os modelos de a) Smith *et al.* [53], b) Navarro *et al.* [54, 21].

Entre os modelos que utilizam este tipo de distribuição do índice de refração do cristalino encontram-se o modelo de Liou e Brennan [3], Popiolek-Masajada e Kasprzak [55], Atchison [4] e Goncharov e Dainty [33]. Este último trata-se de um modelo adaptativo na medida em que a estrutura interna do cristalino é determinada pela forma das superfícies externas do cristalino. Trata-se de um modelo que mostra bons resultados no que diz respeito a aberração esférica e cromática longitudinal.

Os estudos mais recentes sugerem que o núcleo do cristalino tem um índice de refração praticamente uniforme e que apenas o córtex apresenta uma distribuição do tipo gradiente. Para modelar uma estrutura deste tipo, uma distribuição quadrática não será a mais adequada, sendo que Navarro propôs um modelo adaptativo, dependente da idade e acomodação, em que utiliza uma distribuição de 6ª ordem, cujo equador não corresponde a uma superfície plana mas a uma superfície conicóide [54, 21]. Recentemente, Hermans *et al.* sugeriram que o efeito do GRIN está sobrestimado e que é possível modelar correctamente a estrutura interna do cristalino utilizando apenas um núcleo uniforme e um córtex com índice uniforme equivalente, indo de encontro à abordagem inicial de Gullstrand [56]. Entretanto alguns autores começaram a explorar esta possibilidade [57].

Classificação quanto à cromaticidade

O olho capta luz policromática. Como vimos, os meios oculares apresentam dispersão cromática, ou seja, apresentam índices de refração dependentes do comprimento de onda. Apenas alguns modelos ópticos contemplam esta característica, sendo que na maioria os modelos são monocromáticos, considerando apenas um comprimento de referência, por norma com o valor de 555 nm. Dentro dos modelos que contemplam a policromaticidade, vários métodos foram utilizados até hoje para esta modelação. Por exemplo, Liou e Brennan utilizaram os coeficientes de dispersão da água para os componentes oculares [3]. Em relação a esta característica há a salientar o método que Atchison e Smith desenvolveram para modelação da aberração cromática longitudinal para modelos que utilizam cristalinos do tipo GRIN [58]. Mais recentemente Goncharov apresentaram um modelo GRIN cuja variação do índice de refração é discreta ao invés de ser contínua, à semelhança de um modelo do tipo *Shell* [59].

Classificação quanto à dependência do nível de acomodação

Tipicamente os modelos ópticos são apresentados no seu estado relaxado, ou seja, não acomodado. No entanto, tanto Gullstrand como Le Grand e El Hage apresentaram versões totalmente acomodadas dos seus modelos, mostrando desde logo a necessidade da existência de modelos ópticos que representassem o mecanismo de acomodação do olho humano.

Dos modelos que o fazem, há a destacar o modelo paraxial de Blaker [60], de 1980, que faz variar a distribuição do índice de refração (GRIN), as curvaturas das superfícies e espessura do cristalino e a profundidade da câmara anterior linearmente em função do nível de acomodação.

Em 1985, Navarro *et al.* [61] apresentou um modelo finito, baseado no modelo de Le Grand, que faz variar as curvaturas e asfericidades, espessura e índice de refração equivalente do cristalino e a profundidade da câmara anterior em função do nível de acomodação, mormente de uma forma logarítmica.

Em 2002, Popiolek-Masajada e Kasprzak [55] apresentaram o primeiro modelo finito cuja distribuição do índice de refração do cristalino varia com o nível de acomodação. Uma curiosidade relativamente a este modelo é o facto de ter sido o primeiro em que as superfícies anterior e posterior do cristalino são contínuas.

Classificação quanto à dependência da idade

O facto de haver bastante incerteza relativamente à evolução de alguns parâmetros oculares, fruto da falta de estudos que permitam conclusões consensuais, esta é uma característica que tem sido poucas vezes incluída nos modelos ópticos até hoje desenvolvidos. Mesmo em relação à caracterização dos modelos ópticos apresentados, poucos autores associaram o seu modelo a uma idade específica, sendo excepções o modelo de Liou e Brennan (40 anos) [3] ou o de Atchison (25 anos) [4].

Blaker, com a actualização do seu modelo paraxial dependente do estado de acomodação em 1991 [62], foi um dos pioneiros, alterando as curvaturas e espessura do cristalino bem como a sua distribuição de índices de refração. Poucos modelos se seguiram, destacando-se os seguintes: Smith *et al.* de 1992 [38, 15] e Atchison de 2009 [63], ambos paraxiais, e Norrby [64] e Campbell [52], modelos finitos que também têm se adaptam consoante o nível de acomodação.

2.2.1.2 Modelos de referência

Dentro dos modelos (de referência) conhecidos, os modelos de Escudero-Sanz e Navarro, Liou e Brennan e Atchison são considerados aqueles que se assemelham mais do desempenho observado nos olhos reais [65].

O modelo de Escudero-Sanz e Navarro, de 1999 [2], é uma extensão do modelo acomodativo apresentado por este em 1985 [61], na medida em que lhe foi adicionada uma retina esférica de raio de curvatura de 12 mm e foi remodelada a dispersão cromática dos componentes.

Liou e Brennan [3] modelaram o olho com superfícies asféricas para córnea e cristalino e incluíram neste uma distribuição GRIN, baseado no trabalho desenvolvido por Smith *et al.* [53]. A especificação de diferentes eixos, neste caso, a separação do eixo óptico do eixo visual, e o descentramento nasal da pupila, levou à obtenção de um modelo não rotacionalmente simétrico, mais próximo do que acontece nos olhos reais. Uma vez que o modelo tinha como objectivo modelar correctamente a aberração cromática e esférica dos olhos reais, este não varia em função da idade ou acomodação, no entanto, foram usados parâmetros tipo para um olho com 45 anos de idade.

Atchison [4] utilizou um grande reportório de estudos e modelos oculares anteriores para criar um modelo de superfícies asféricas, índice de refração do tipo gradiente, e dependente do erro refractivo. Este modelo tem algumas características pela primeira vez utilizadas em modelos oculares genéricos: o descentramento e a rotação do cristalino e da retina em relação ao eixo óptico. A retina, para além de ser descentrada e inclinada, apresenta uma forma bicónica de forma a “adaptar-se” à imagem nela projectada, o que reduz as aberrações periféricas, à semelhança do que se verifica nos olhos reais.

Apesar destes modelos serem os de melhor performance geral, existem modelos que simulam de uma forma mais precisa determinadas características oculares, como por exemplo, o modelo reduzido desenvolvido por Thibos *et al.* [66, 67, 68], conhecido por modelo de Indiana, que é uma referência no estudo da aberração esférica e cromática. Por esta razão, o uso de determinado modelo óptico depende sempre de quais as características que se pretendem estudar no olho humano. A

Tabela 2.2 mostra as características dos principais modelos mais importantes desenvolvidos até à data.

Tabela 2.2 – Características dos modelos ópticos mais relevantes desenvolvidos até à data baseado nos trabalhos de Giovanzana [69] e Sheehan [23].

Autor/ Modelo	Ano	Exacto	Cristalino	Aberrações		Dispersão Cromática	Acomodação	Idade	Ametropia
				On-axis	Off-axis				
Gullstrand	1909	Sim	Shell	Sim			Sim		
Le Grand	1945	Sim		Sim			Sim		
Emsley	1952			Sim					
Lotmar	1971	Sim		Sim	Sim				
Drasdo e Fowler	1974	Sim		Sim	Sim				
Kooijman	1983	Sim	GRIN	Sim	Sim				
Pomerantzeff et al.	1984	Sim	Shell	Sim	Sim				
Navarro et al.	1985	Sim		Sim	Sim	Sim	Sim		
Blaker	1991	?	GRIN	Sim			Sim	Sim	
Thibos (Indiana)	1992			Sim	Sim	Sim			
Liou e Brennan	1997	Sim	GRIN	Sim	Sim	Sim			
Masajada e Kasprzak	2002	Sim	GRIN	Sim			Sim		
Norrby (Dubbelman)	2005	Sim		Sim	Sim		Sim	Sim	
Atchison	2006	Sim	GRIN	Sim	Sim	Sim			Sim
Goncharov	2007	Sim	GRIN	Sim	Sim				
Navarro et al.	2007	Sim	GRIN	Sim	Sim		Sim	Sim	
Campbell	2010	Sim	Shell	Sim	Sim		Sim	Sim	

Esta variedade de modelos mostra que todos eles são incompletos, na medida em que o olho humano apresenta várias superfícies, percepção de luz policromática, apresenta uma performance óptica limitada, apresenta aberrações, tem um campo visual extremamente amplo, tem a capacidade de acomodação e evolui ao longo da vida [16].

2.2.2 Modelos personalizados

De uma forma geral, pode dizer-se que os modelos genéricos correspondem a modelos ideais do desempenho óptico do olho humano, ao invés de uma representação dos olhos reais de um indivíduo. Como tal, da mesma forma que os modelos genéricos são de grande importância para o conhecimento do sistema óptico do olho humano, os modelos personalizados são essenciais para o desenvolvimento de aplicações clínicas, tais como tratamentos personalizados, como é o caso do implante de IOLs e a cirurgia refractiva [23].

Para construir um modelo personalizado, no geral, deve conhecer-se a topografia de, pelo menos, a superfície anterior da córnea (por ser a superfície de maior potência), o perfil das aberrações na retina, a posição da pupila e a identificação do eixo visual, e o comprimento axial do olho, de preferência detalhado, ou seja as distâncias entre as superfícies refractivas do olho,

nomeadamente a espessura da córnea e a profundidade da câmara anterior (entendida por nós como a distância que separa a superfície posterior da córnea da superfície anterior do cristalino). Uma revisão das técnicas de biometria ocular pode ser encontrada na referência [23].

Neste tipo de modelos a forma da córnea apresenta grande importância, uma vez que se trata do elemento de maior potência dióptrica. As superfícies da córnea são caracterizadas por biconicas cuja coordenada sagital z é dada por:

$$z = \frac{c_x x^2 + c_y y^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + k_x)c_x^2 x^2 - (1 + k_y)c_y^2 y^2}} \quad (2.13)$$

em que c_x e c_y são as curvaturas das superfícies, k_x e k_y são as constantes cónicas nos eixos x e y respectivamente.

Na prática, as topografias de córneas reais exibem algumas irregularidades, ou seja, desvios do que é a curvatura regular de uma superfície biconica. Esta diferença entre a superfície regular e a superfície com irregularidades é normalmente descrita por uma expansão polinomial. Tipicamente, a expansão polinomial de Zernike. Esta abordagem permite assim ajustar a informação obtida nas topografias aos modelos, apesar de algumas limitações dos topógrafos actuais em adquirir fielmente a estrutura real da córnea, uma vez que esta se encontra desalinhada e inclinada relativamente ao instrumento medidor [16].

In vivo, o comprimento axial do olho humano pode ser obtido por ultra-sonografia (de aplanção ou de imersão) ou por interferometria de coerência parcial (ICP). Este parâmetro corresponde à distância entre a interface da córnea e a membrana de Bruch. No caso dos olhos jovens, existe uma diferença de índice de refração entre o humor vítreo e a retina, fazendo com que a técnica de ultra-sons (mais comum) meça a distância entre a córnea e a superfície anterior da retina [70].

Por último, as técnicas de aberrometria ocular, como a de Shack-Hartmann [5], permitem obter o perfil das aberrações na retina, e por conseguinte mapas de frente de onda descritos, também eles, pelos coeficientes de Zernike.

Conhecidos os parâmetros mencionados, são utilizadas funções de reconstrução e optimização que vão permitir obter a descrição das superfícies anterior e posterior do cristalino, bem como a sua posição e espessura. As superfícies do cristalino aparecem normalmente modeladas como biconicas. Relativamente à estrutura interna do cristalino, esta continua a ser o maior problema na modelação do olho humano, fazendo com que os modelos desenvolvidos até hoje apresentem boa concordância com olhos pseudo-fácicos [71, 72, 73] (com uma IOL a substituir cristalino) mas pior com olhos fácicos (com cristalino original), daí o seu uso estar essencialmente associado à personalização de lentes intra-oculares [65].

2.3 Ferramentas utilizadas

Neste trabalho, o simulador desenvolvido baseia-se em duas ferramentas computacionais, uma dedicada à representação óptica do olho humano, o Zemax, e outra encarregue da interface entre o utilizador e o Zemax, o MATLAB. De seguida será feita uma breve descrição de cada uma destas ferramentas, bem como da ferramenta que permite a comunicação entre ambos os programas.

2.3.1 MATLAB

O MATLAB é um conjunto de alta performance constituído por uma linguagem de programação de alto nível e um ambiente de trabalho interactivo para cálculo numérico, visualização e programação. O seu elemento básico de informação é uma matriz que tem como particularidade não precisar de dimensionamento. Esta particularidade faz com que a resolução de muitos problemas numéricos seja muito mais rápida que noutras linguagens de programação.

O MATLAB pode ser usado para uma série de aplicações, incluindo processamento de sinal, imagem e vídeo, sistemas de controlo e qualidade ou mesmo cálculo e análise financeira ou biologia computacional. Trata-se de uma ferramenta computacional bastante popular na comunidade científica, graças à facilidade em analisar dados, desenvolver algoritmos, criar modelos e aplicações.

2.3.2 Zemax

O Zemax é uma plataforma para projecto de sistemas ópticos, muito utilizada no desenho de lentes, sistemas de iluminação, análise de propagação de feixes laser, modelação do olho humano, entre outras aplicações. O Zemax apresenta dois modos de funcionamento distintos: o modo sequencial e o modo não sequencial.

O **modo sequencial** baseia-se, principalmente, na óptica geométrica e no paradigma de que a luz viaja de superfície para superfície numa ordem definida, do objecto para a imagem. Cada objecto é apenas atingido por um raio uma única vez. Isto permite uma grande simplificação na projecção de um sistema. A sua denominação advém não só dos raios seguirem uma ordem sequencial, mas também da construção dos sistemas ópticos, cujos componentes, neste caso superfícies, devem ser inseridos numa lógica sequencial.

O **modo não-sequencial**, tal como o nome indica, não implica que exista uma sequência pré-definida de superfícies, as quais os raios terão de atingir. A ordem das superfícies atingidas é apenas definida pelas propriedades físicas dos objectos, pela sua posição e pela direcção de propagação dos raios. As superfícies podem ser atingidas múltiplas vezes, assim como podem nunca vir a ser atingidas. O traçado de raios neste modo funciona de acordo com o método Monte Carlo [11].

2.3.3 Comunicação MATLAB-Zemax

O Zemax permite que programas externos estabeleçam comunicação com ele e utilizem algumas das suas funções de modo a inserirem e/ou obterem informação do Zemax. Esta comunicação é assegurada usando o protocolo *Dynamic Data Exchange* (DDE). O DDE é um protocolo para a comunicação entre múltiplas aplicações executadas em ambiente Microsoft Windows. Para que duas aplicações possam estabelecer um elo de comunicação é necessário que uma delas seja definida como servidor e a outra como cliente [74].

Neste caso o Zemax define-se à partida como servidor, ou seja, uma vez iniciado o Zemax, o servidor DDE está pronto e à espera que o cliente estabeleça o elo de ligação e lhe faça pedidos. Neste caso o MATLAB é o cliente e possui uma série de funções básicas para realizar operações DDE. Nestas funções incluem-se: *ddeinit*, utilizada para estabelecer um elo de comunicação DDE; *ddereq*, utilizada para fazer pedidos ao servidor DDE; *ddeterm*, para quebrar o elo de comunicação DDE [75].

Em 2006, foi desenvolvido um conjunto de funções de forma a facilitar a comunicação entre as duas aplicações, a *toolbox* MZDDE [75]. Desta forma é possível aceder às funções que o Zemax disponibiliza de uma forma simples, uma vez que para cada uma destas funções a *toolbox* apresenta uma função com o nome equivalente acrescentado do prefixo “z”.

A sequência básica para a comunicação entre os programas é a seguinte:

- Iniciar MATLAB e Zemax.
- Estabelecer elo de comunicação DDE entre as aplicações – função *zDDEInit*.
- Enviar pedidos do MATLAB para o Zemax. Estas funções incorporam a função *ddereq*.
- Terminar o elo de comunicação DDE entre as aplicações – função *zDDEClose*.

Uma das características importantes do funcionamento do Zemax é o facto de este manter cópias separadas da informação que se encontra no servidor DDE e da que se encontra visível ao utilizador no *Lens Data Editor* (LDE). Neste âmbito existem duas funções que têm por objectivo sincronizar as informações: a função *zPushLens* copia a informação do servidor para o LDE, enquanto a função *zGetRefresh* faz o inverso, isto é, copia a informação do LDE para o servidor DDE [74]. Por esta razão, na construção de aplicações que comuniquem com o Zemax, é necessário o uso judicioso destas funções.

3 O modelo óptico

Na primeira secção deste capítulo será descrito o modelo óptico base para implementação no simulador desenvolvido: o modelo de Dubbelman [64]. Uma vez que este modelo não contempla os efeitos de dispersão cromática, esta modelação foi feita e apresenta-se, na segunda secção, a metodologia aplicada e os resultados obtidos. A terceira secção dedica-se ao estudo do desempenho óptico do modelo aplicado.

Todos os resultados apresentados neste capítulo foram obtidos com o auxílio do modo sequencial do Zemax e de modo a automatizar a entrada dos parâmetros oculares, foi criado um pequena aplicação no MATLAB utilizando o conjunto de funções MZDDE.

3.1 Modelo de Dubbelman

O simulador desenvolvido durante este trabalho tem como requisito contemplar as alterações ocorridas com a idade e com a acomodação. De entre os vários modelos ópticos revistos na literatura (

Tabela 2.2) apenas quatro apresentam essas características: Blaker [62], Dubbelman [64], Navarro (2007) [21] e Campbell [52].

Uma vez que se pretende implementar como base um modelo que simule da maneira mais completa possível a performance óptica do olho humano, a hipótese de utilização do modelo de Blaker não era viável por se tratar de um modelo paraxial.

No caso do modelo de Campbell, trata-se de um modelo *Shell*, que por si engloba uma grande quantidade de parâmetros, e que contempla a criação e crescimento de novas células no cristalino, o que sugere alguma complexidade na implementação dos princípios de funcionamento do programa. Para além disso, o modelo apresenta uma tendência contrária à reportada pelos estudos de Dubbelman no que se refere à forma das superfícies exteriores do cristalino, nomeadamente à sua asfericidade.

Por outro lado, o modelo de Navarro apresentava-se como uma boa alternativa, no entanto, o gradiente utilizado por este para modelar a distribuição do índice de refração no cristalino não se encontra disponível no Zemax.

Assim, o modelo de Dubbelman, apresentado em 2005 por Norrby, destaca-se por ser fortemente baseado em vários estudos anatómicos levados a cabo por Dubbelman *et al.* [35, 37, 17, 76, 77]. O modelo é rotacionalmente simétrico, ou seja, todos os componentes estão alinhados segundo o eixo óptico, incluindo a pupila, sendo que nenhum componente apresenta toricidade. O modelo apresenta um índice de refração uniforme para o cristalino, que aumenta com a acomodação e diminui com a idade. Para além das alterações ao nível do índice de refração do cristalino, o modelo contempla as seguintes alterações comuns com a acomodação e idade: aumento da espessura do cristalino, diminuição da profundidade da câmara anterior, diminuição da profundidade da câmara vítrea e aumento das curvaturas das superfícies anterior e posterior do cristalino, isto é, diminuição dos raios de curvatura.

O modelo óptico é determinado pelos parâmetros e equações agregados na Tabela 3.1. Nesta tabela, os raios de curvatura, profundidades e espessuras estão em mm, A é a idade em anos e D é o nível de acomodação do olho em Dioptrias. Na tabela encontram-se os valores das constantes cónicas e não dos parâmetros cónicos (fornecidos pelo autor). Os gráficos das figuras 3.1 a 3.3 mostram a variação dos parâmetros com a acomodação e com a idade.

Relativamente à PCA, o autor define a profundidade da câmara anterior como a distância entre o vértice da superfície anterior da córnea e o vértice da superfície anterior do cristalino. No nosso entender, a PCA corresponde à distância entre o vértice da superfície posterior da córnea e o vértice da superfície anterior do cristalino, o que, uma vez que a espessura da córnea não se altera, nos dá a expressão: $PCA = 3,296 - 0,010 \cdot A - D \cdot (0,048 - 0,0004 \cdot A)$.

Um aspecto relevante deste modelo, é que a soma do seu comprimento axial, definido pelo autor como a distância entre a superfície anterior da córnea e a interface entre humor vítreo e retina, com a espessura da retina, definida pela distância entre a interface vítreo-retina e a camada de fotorreceptores, corresponde ao ponto focal, determinado paraxialmente, para a idade de 35 anos. Assim, o autor dá o comprimento axial de 23,67 mm e uma espessura de retina de 0,25 mm,

o que significa que a camada de fotorreceptores se encontra a uma distância de 23,92 mm relativamente ao vértice da superfície anterior da córnea. Uma vez que o autor considera que esta distância se mantém ao longo da idade, a equação da PCV é deduzida.

Tabela 3.1 – Espessuras e profundidades, raios de curvatura, constantes cónicas e índices de refração dos componentes do modelo de Dubbelman.

Componente	Índice de refração @555 nm	Parâmetros	
Córnea	1,376	Raio de curvatura anterior	7,87
		Constante cónica anterior	-0,18
		Espessura	0,574
		Raio de curvatura posterior	6,4
		Constante cónica posterior	-0,34
Câmara anterior	1,336	Profundidade (PCA)	$3,87-0,010A-D(0,048-0,0004A)$
Cristalino	$1,441-0,00039A+0,0013D$	Raio de curvatura anterior	$1/[1/(12,7-0,058A)+0,0077D]$
		Constante cónica anterior	$-(5+0,5D)$
		Espessura	$2,93+0,0236A+D(0,058-0,0005A)$
		Raio de curvatura posterior	$1/[1/(5,9-0,0015A)+0,0043D]$
		Constante cónica posterior	-4
Câmara vítrea	1,336	Profundidade (PCV)	$16,87-0,0135A-D(0,01-0,0001A)$
Retina	1,336	Espessura	0,25

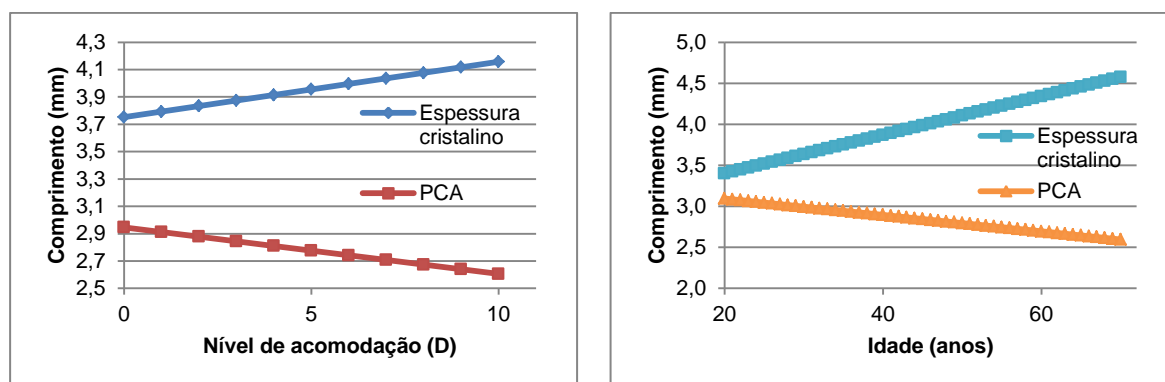


Figura 3.1 – Variação da espessura do cristalino e da profundidade da câmara anterior com a acomodação para um olho de 35 anos de idade (A=35) (à esq.) e com a idade para um olho relaxado (D=0) (à dir.).

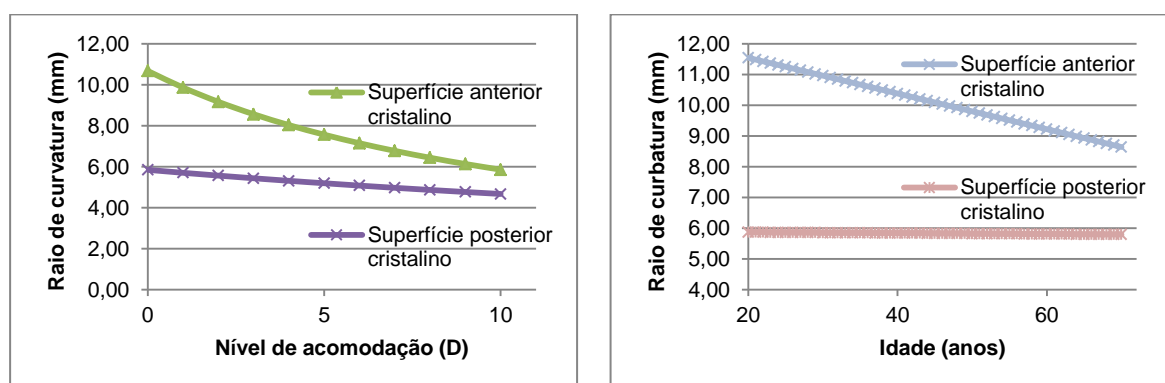


Figura 3.2 – Variação dos raios de curvatura das superfícies anterior e posterior do cristalino com a acomodação para um olho de 35 anos de idade (A=35) (à esq.) e com a idade para um olho relaxado (D=0) (à dir.).

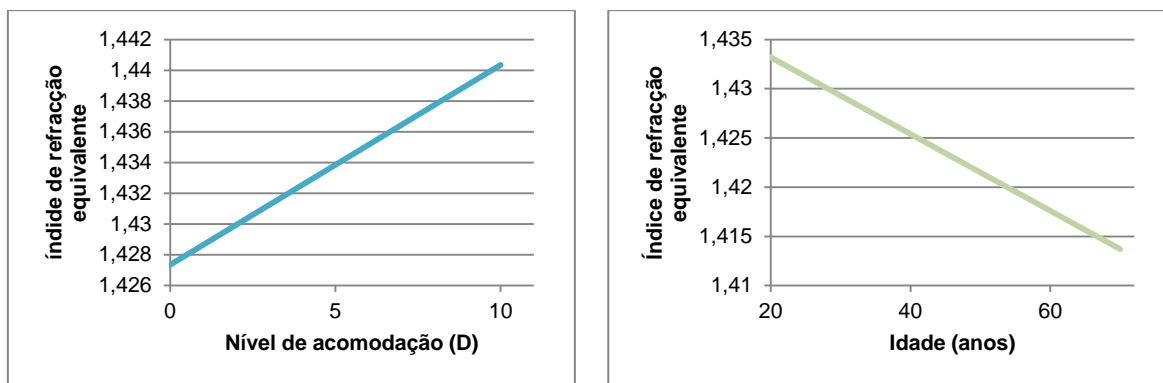


Figura 3.3 – Variação do índice de refração equivalente do cristalino com a acomodação para um olho de 35 anos de idade ($A=35$) (à esq.) e com a idade para um olho relaxado ($D=0$) (à dir.).

No que diz respeito ao desempenho óptico do modelo, citando o artigo, o modelo ocular apresenta uma tendência no sentido da hipermetropia, apresentando miopia, num erro refractivo de $-0,61$ D, para 20 anos e hipermetropia, num erro refractivo de $+1,27$ D, para os 70 anos de idade. Estes erros refractivos (correspondentes à potência que a lente de correcção deve ter para levar o foco paraxial a coincidir com a camada de fotorreceptores) correspondem a uma alteração do estado refractivo numa amplitude de cerca de $1,9$ D, o que se encontra de acordo com o verificado em olhos reais [15].

Uma vez que o modelo é rotacionalmente simétrico, a aberração esférica é um indicador determinante da qualidade óptica do sistema. Segundo o autor, o modelo exhibe uma aberração esférica ligeiramente negativa, o que apesar de alguns olhos reais o exibirem também, não é o que se passa na maioria dos casos. Uma vez que esta aberração é muito sensível às asfericidades das superfícies do cristalino, o autor sugere que se adicione a $+1$ aos valores dos parâmetros cónicos, de forma a inverter o sinal da aberração esférica, tendo em conta que as constantes obtidas têm um grau de incerteza bastante considerável ($-4 \pm 4,7$ para superfície anterior e $-3 \pm 3,6$ para superfície posterior). Relativamente à evolução com a idade, a aberração esférica diminui com a idade em vez de aumentar. Para inverter a tendência, o autor sugere que se considere as expressões obtidas por Dubbelman et al. para a evolução dos parâmetros cónicos das superfícies do cristalino com a idade ($-5,4 + 0,03 \cdot \text{idade}$ e $-5 + 0,07 \cdot \text{idade}$ para anterior e posterior, respectivamente). No que diz respeito à evolução com o nível de acomodação, a aberração esférica decresce, o que está de acordo com o verificado em olhos reais. Também com o aumento da pupila de entrada, a aberração esférica aumenta, o que está de acordo com os olhos reais.

Uma das características que o modelo não inclui é a cromaticidade do olho. Assim, na secção seguinte (3.2) apresenta-se a modelação levada a cabo de modo a adicionar esta característica. A modelação feita incute algumas alterações importantes, de modo que na última secção do capítulo (3.3), o desempenho óptico geral é apresentado e discutido.

3.2 Modelação da dispersão cromática

Foi utilizada a metodologia desenvolvida por Atchison e Smith para a modelação da dispersão cromática [58]. Estes autores mostraram que a aberração cromática longitudinal de um modelo óptico pode ser modelada seguindo os seguintes passos:

1. Escolher uma curva de dispersão para cada meio, cuja equação dê os valores de índice de refração de Gullstrand para o comprimento de onda de referência ($\lambda_{\text{ref}} = 555$ nm). Caso não se verifique, os valores devem ser ajustados utilizando a equação 3.3.
2. Definindo os 590 nm como comprimento de onda cuja diferença de refração cromática é zero, encontrar paraxialmente o ponto focal para um raio com este comprimento de onda e considerar essa a localização da retina.
3. Para um conjunto de comprimentos de onda, determinar a desfocagem relativa à nova posição da retina.

Apesar do método ter sido desenvolvido para modelos com um cristalino tipo GRIN, os autores mostraram que ele pode ser utilizado para obter uma boa aproximação da aberração cromática longitudinal para modelos que utilizem um cristalino com índice de refração uniforme, comparativamente com a curva determinada pelos autores, cuja equação é:

$$R(\lambda) = 1,60911 - \frac{6,70941 \times 10^5}{\lambda^2} + \frac{5,55334 \times 10^{10}}{\lambda^4} - \frac{5,59998 \times 10^{15}}{\lambda^6} \quad (3.1)$$

As propriedades de dispersão cromática de um meio ocular podem ser descritas pela equação de Cauchy de quatro termos [58]:

$$n(\lambda) = A + \frac{B}{\lambda^2} + \frac{C}{\lambda^4} + \frac{D}{\lambda^6} \quad (3.2)$$

Uma vez que o modelo de Dubbelman utiliza os valores de índice de refração do modelo de Gullstrand para a córnea, humor aquoso e humor vítreo para o mesmo comprimento de onda de referência ($\lambda_{ref} = 555 \text{ nm}$) [64], os valores dos coeficientes obtidos por Atchison e Smith [58] podem ser utilizados. Os valores encontram-se na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 – Coeficientes de Cauchy para os meios oculares do modelo de Atchison e Smith.

	A	B	C	D	n (555)	V (Abbe)
Córnea	1,361594	$6,009687 \times 10^3$	$-6,760760 \times 10^8$	$5,908450 \times 10^{13}$	1,376	55,48
Humor Aquoso	1,321631	$6,070796 \times 10^3$	$-7,062305 \times 10^8$	$6,147861 \times 10^{13}$	1,336	50,37
Humor Vítreo	1,322357	$5,560240 \times 10^3$	$-5,817391 \times 10^8$	$5,036810 \times 10^{13}$	1,336	51,30
Cristalino (núcleo)	1,389248	$6,521218 \times 10^3$	$-6,110661 \times 10^8$	$5,908190 \times 10^{13}$	1,406	47,32
Cristalino (cortex exterior)	1,369486	$6,428455 \times 10^3$	$-6,023738 \times 10^8$	$5,824149 \times 10^{13}$	1,386	45,64

Para o cristalino não acontece o mesmo, ou seja, o índice de refração equivalente do cristalino varia consoante a idade e nível de acomodação e como tal foi utilizada a equação que demonstra que se para um determinado meio ocular, o índice de refração, para um comprimento de onda de referência λ_{ref} , é $n(\lambda_{ref})_A$ e, no nosso modelo, queremos usar um determinado valor $n(\lambda_{ref})_H$ para o mesmo comprimento de onda de referência, então para um determinado comprimento de onda, o índice de refração no nosso modelo é dado por:

$$n(\lambda)_H = n(\lambda)_A \times \frac{n(\lambda_{ref})_H}{n(\lambda_{ref})_A} \quad (3.3)$$

Em que $n(\lambda)_A$ é o índice de refração para esse mesmo comprimento de onda no modelo de dispersão cromática de referência. Este modelo tem um cristalino do tipo gradiente sendo que está definido pelos valores representados na Tabela 3.2.

Tomando como referência o núcleo do cristalino, consideramos:

$$n(\lambda_{ref})_A = 1,406 \quad (3.4)$$

$$n(\lambda)_A = 1,389248 + \frac{6,521218 \times 10^3}{\lambda^2} + \frac{-6,110661 \times 10^8}{\lambda^4} + \frac{5,908190 \times 10^{13}}{\lambda^6} = A^A + \frac{B^A}{\lambda^2} + \frac{C^A}{\lambda^4} + \frac{D^A}{\lambda^6} \quad (3.5)$$

$$n(\lambda_{ref})_H = n_{eq} \quad (3.6)$$

$$n(\lambda)_H = A^H + \frac{B^H}{\lambda^2} + \frac{C^H}{\lambda^4} + \frac{D^H}{\lambda^6} \quad (3.7)$$

Conjugando as equações 3.3 a 3.7, podemos então obter os coeficientes de Cauchy da última expressão (A^H , B^H , C^H , e D^H). Isto é:

$$A^H + B^H + C^H + D^H = (A^A + B^A + C^A + D^A) \times \frac{n_{eq}}{n(\lambda_{ref})_A} \quad (3.8)$$

Obtidos os coeficientes podemos então calcular o índice de refração para determinado comprimento de onda, desde que conheçamos o índice de refração para o comprimento de onda de referência n_{eq} .

Assim, considerando os parâmetros oculares do modelo de Dubbelman no estado relaxado para uma idade de 35 anos, cujo índice de refração equivalente é $n_{eq} = 1,427$ para o comprimento de onda de referência, obtemos o comportamento dos índices de refração dos componentes oculares em função do comprimento de onda representado no gráfico da Figura 3.4.

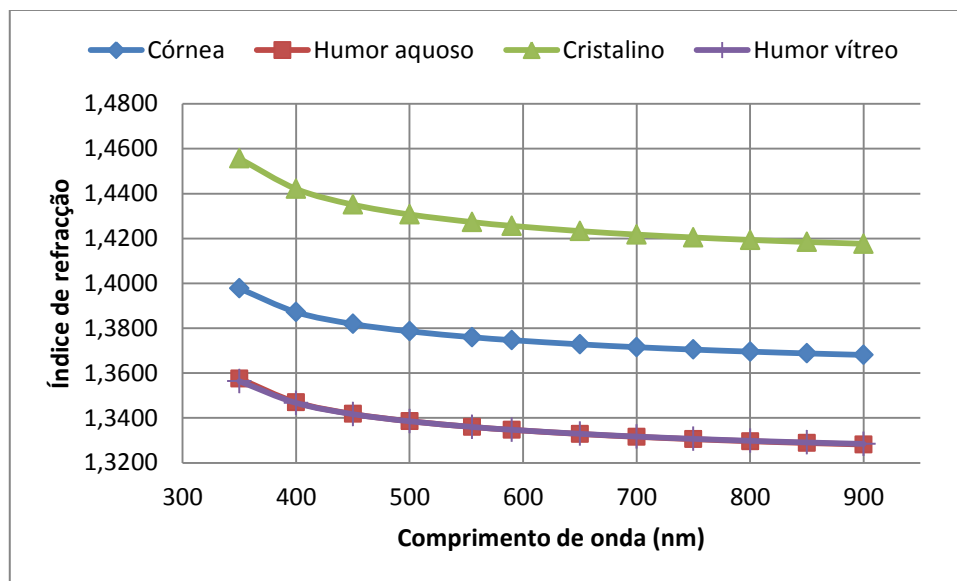


Figura 3.4 – Curvas de dispersão cromática para os meios oculares do modelo óptico (cristalino com idade de 35 anos no estado relaxado).

Obtido o comportamento dos índices de refração em função do comprimento de onda, foi então traçado um raio paraxial com o comprimento de onda de 590 nm de modo a obter a nova posição da retina, neste caso dos fotorreceptores. Para a idade de 35 anos, a nova posição dos fotorreceptores equivale a 23,926 mm, relativamente ao vértice da superfície anterior da córnea, ligeiramente atrás da posição inicial.

Em jeito de parêntesis, fazendo o mesmo procedimento para as idades testadas por Norrby no artigo referente ao modelo de Dubbelman, obtemos os resultados representados na Tabela 3.3.

Tabela 3.3 – Comprimento axial óptico (calculado paraxialmente) em função da idade

Idade	20	35	50	70
Comprimento axial óptico	23,717	23,926	24,120	24,285

Caso o modelo ocular apresentado mantivesse o estado refractivo, mantendo-se emétopo, teria de crescer cerca de 570 μm entre os 20 e os 70 anos. Curiosamente isto vai de encontro aos resultados encontrados nos estudos biométricos realizados por Atchison et al. [34]. Ainda assim, não existem ainda dados suficientes que permitam afirmar que o olho cresce com a

idade, e muito menos fazer considerações sobre o seu ritmo de crescimento [34]. Apesar disto, alertamos o leitor para estes factos, lembrando o estudo longitudinal de J. Jorge [43] que determina uma taxa de crescimento médio de 7 μm para olhos que mantêm o estado refractivo em idades a rondar os 20 anos.

Mantendo a parametrização para o olho de 35 anos de idade, tomando como referência a nova posição dos fotorreceptores para os 590 nm, uma vez que é para este valor de comprimento de onda que o olho normal apresenta aberração cromática longitudinal nula, foi obtida a desfocagem relativa para um conjunto de comprimentos de onda (380 nm, 450 nm, 555 nm, 590 nm, 680 nm, 800 nm e 900 nm). Para tal fez-se o traçado de um raio paraxial da retina para fora do olho e determinar a vergência do conjugado da retina relativamente à córnea. Se o raio atravessar o eixo paraxial à frente do olho, a diferença cromática de refacção é negativa, caso contrário é positiva.

Os resultados obtidos estão representados no gráfico da Figura 3.5 onde são comparados com a curva teórica dada por Atchison e Smith [58].

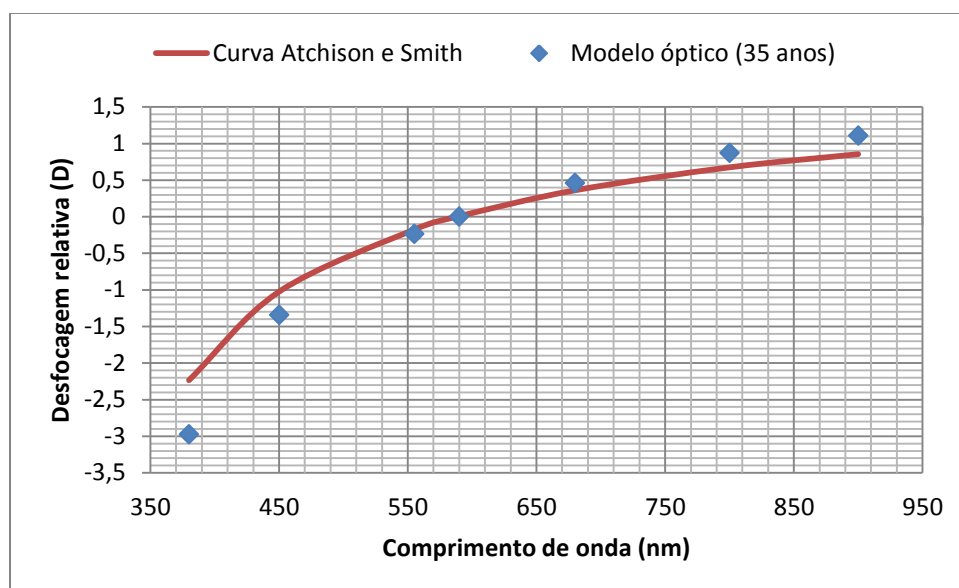


Figura 3.5 – Aberração cromática do modelo óptico para uma idade de 35 anos no estado relaxado.

O método utilizado aplica-se a modelos que usem um cristalino do tipo gradiente, sendo que para os modelos cujo índice de refacção do cristalino é uniforme, o método apenas pode dar uma aproximação do comportamento [58]. Verifica-se que os valores de desfocagem relativa se aproximam bastante do comportamento da curva teórica. A diferença para os valores teóricos de desfocagem relativa é mais pronunciada para valores de comprimento de onda menores tal como esperado para modelos cujo índice de refacção do cristalino é uniforme.

Uma vez que os resultados obtidos apresentam uma boa aproximação do comportamento dos olhos reais, foi criado um catálogo de materiais Zemax para os componentes com índice de refacção não variável com o estado de acomodação ou idade, ou seja, córnea, humor aquoso e humor vítreo. Para o cristalino, uma vez que como já referido, o índice de refacção equivalente varia, foi desenvolvida no MATLAB a função *GrinChromaticDispersion*, que implementa a metodologia de Atchison e Smith, com o intuito de integrá-la no simulador desenvolvido. O Apêndice B – Modelação da dispersão cromática dos elementos oculares no Zemax: Criação do catálogo de materiais DEYENAMIC.AGF – refere-se ao primeiro ponto.

3.3 Desempenho óptico

Nesta secção, apresenta-se uma análise geral do desempenho do modelo óptico base implementado no simulador.

Os resultados apresentados foram obtidos no modo sequencial do Zemax e de modo a automatizar a entrada dos parâmetros oculares, foi criado um pequeno programa no MATLAB utilizando a *toolbox* MZDDE.

3.3.1 Idade

Como referido na primeira secção deste capítulo, o autor do modelo de Dubbelman indica que o modelo apresenta valores de aberração esférica ligeiramente negativos e que, com a idade, a aberração esférica do modelo tende a tornar-se mais negativa, ao invés de aumentar como verificado em olhos reais. Para inverter estas tendências o autor aponta duas soluções: adicionar +1 ao valor das constantes cónicas das superfícies do cristalino e contemplar as equações de variação das constantes com a idade encontradas por Dubbelman. Assim, de modo a quantificar a aberração esférica, testou-se o modelo com quatro idades (20, 35, 50 e 70 anos), utilizando sempre o mesmo diâmetro de pupila (6 mm). Apresenta-se na Figura 3.6 a evolução da aberração esférica com a idade para a forma inicial (asfericidade original), adicionadas de um valor (asfericidade corrigida), e contemplando as equações de Dubbelman (asfericidade com idade). Os valores foram obtidos com uma pupila com diâmetro de 6 mm e quantificada em termos de coeficiente de Zernike $Z_{4,0}$, de acordo com a norma para aberrometria ocular [78].

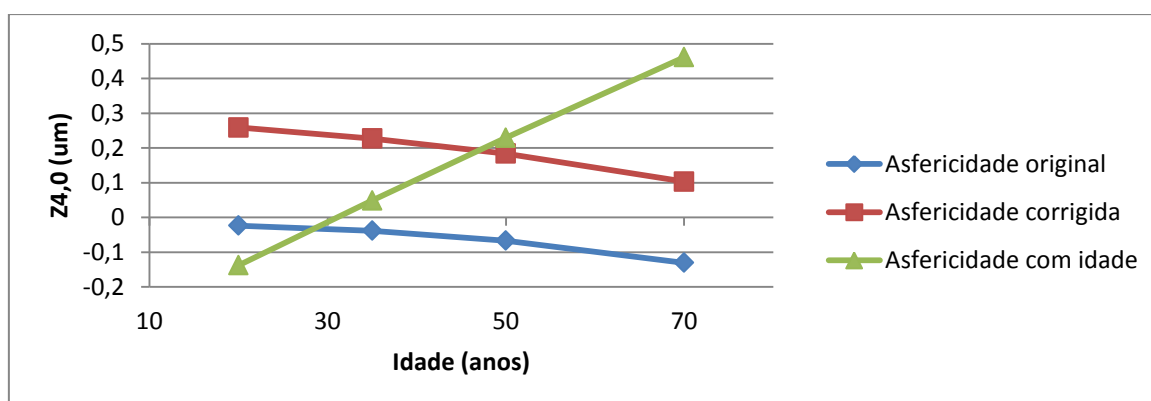


Figura 3.6 – Variação da aberração esférica com a idade para as três configurações sugeridas por Norrby.

Verifica-se as tendências apresentadas pelo autor. Apesar da aplicação das equações de Dubbelman inverter a tendência de diminuição da aberração esférica, fazem-no à custa de um grande aumento da contribuição do cristalino para a aberração esférica total, sendo que o que se verifica na realidade é o oposto, evidenciando-se a grande quantidade de aberração esférica na córnea. Como tal, e considerando que a adição da quantidade +1 às constantes cónicas vem trazer valores de aberração esférica da mesma ordem que o observado em olhos reais e reproduzido pelos modelos ópticos de referência [65]. O valor é um pouco mais alto que o observado nos modelos de Liou e Brennan ou Atchison, no entanto, tratando-se de um modelo com cristalino de índice de refração uniforme, tal é de esperar. Ainda assim, o valor é inferior ao do modelo de Escudero-Sanz e Navarro. Outro facto é que enquanto no modelo de Navarro a aberração esférica é positiva tanto para a córnea (superfície anterior) como para a óptica intra-ocular, ou seja, é cumulativa [65], no modelo de Dubbelman existe uma compensação negativa dos componentes intra-oculares relativamente à aberração positiva verificada na córnea, sendo o valor de $Z_{4,0} = 0,630 \mu\text{m}$ para a superfície anterior da córnea, mais concordante com o que se verifica na realidade para olhos jovens [79, 44].

Toda a análise levada a cabo a partir deste ponto tem em consideração esta adaptação no modelo óptico.

Na Tabela 3.4 encontram-se os valores dos parâmetros que definem o modelo para as idades testadas. O CA segue a definição adoptada por nós, correspondendo à distância entre córnea anterior e camada de fotorreceptores. Também a PCA corresponde à distância entre córnea posterior e cristalino anterior.

Tabela 3.4 – Parâmetros oculares em função das idades testadas.

Idade		20	35	50	70
Componente	Parâmetros				
Córnea	R_{ant} / Q_{ant}	7,87/-0,18	7,87/-0,18	7,87/-0,18	7,87/-0,18
	Espessura central	0,574	0,574	0,574	0,574
	R_{post} / Q_{post}	6,4/-0,34	6,4/-0,34	6,4/-0,34	6,4/-0,34
Câmara anterior	PCA	3,096	2,946	2,796	2,596
Cristalino	R_{ant} / Q_{ant}	11,54/-4	10,67/-4	9,8/-4	8,64/-4
	Espessura central	3,402	3,756	4,11	4,575
	R_{post} / Q_{post}	5,87/-3	5,85/-3	5,825/-3	5,795/-3
	Índice de refração (@555 nm)	1,433	1,427	1,422	1,414
Câmara vítrea	PCV	16,60	16,40	16,20	15,93
Retina	Espessura central	0,25	0,25	0,25	0,25
Comprimento axial	CA	23,926	23,926	23,926	23,926

Uma vez que o comprimento axial não se altera com a idade, tendo sido definido na secção anterior, o modelo continua a exibir a tendência hiperópica descrita na primeira secção do capítulo, e que em amplitude se assemelha à encontrada cos olhos reais [15, 64]. Esta tendência pode ser constatada pelos mapas de irradiância obtidos com a FFT PSF na Figura 3.7.

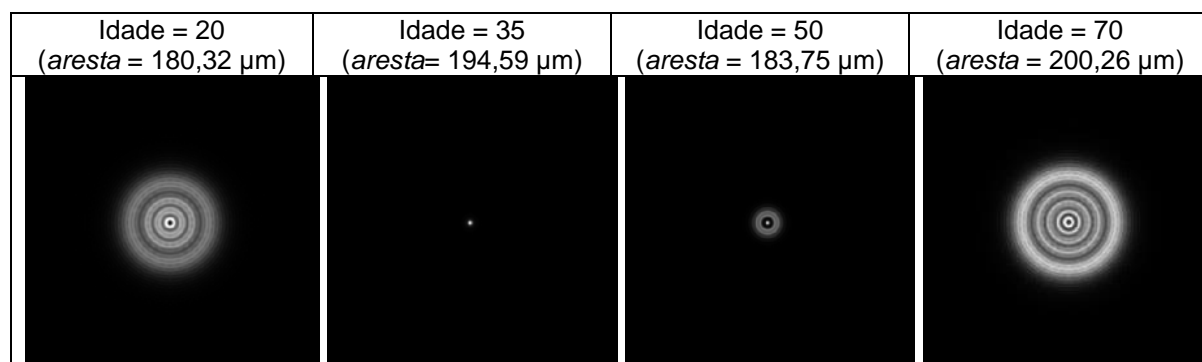


Figura 3.7 – PSF em função da idade.

3.3.2 Acomodação

Nesta parte foi testado o modelo para 35 anos de idade em diferentes níveis de acomodação: 0, 2, 4 e 6 D. Na Tabela 3.5 encontram-se os parâmetros oculares por nível de acomodação e as propriedades Gaussianas [31] das várias parametrizações, tipicamente utilizadas para descrever o funcionamento dos modelos que contemplam esta característica.

Tabela 3.5 – Parâmetros oculares e propriedades gaussianas em função do nível de acomodação. Os pontos nodais e principais são referentes ao vértice da superfície anterior da córnea.

Nível de acomodação		0	2	4	6
Ponto próximo (cm)		∞	50,00	25,00	16,67
Componente	Parâmetros				
Câmara anterior	PCA	2,946	2,878	2,81	2,742
Cristalino	$R_{\text{ant}} / Q_{\text{ant}}$	10,67/-4	9,16/-5	8,03/-6	7,15/-7
	Espessura central	3,756	3,837	3,918	3,999
	$R_{\text{post}} / Q_{\text{post}}$	5,85/-3	5,57/-3	5,31/-3	5,08/-3
	Índice de refração (@555 nm)	1,427	1,430	1,433	1,435
Câmara vítrea	PCV	16,40	16,39	16,37	16,36
Retina	Espessura central	0,25	0,25	0,25	0,25
Comprimento axial	CA	23,926	23,926	23,926	23,926
Propriedades Gaussianas					
Potência total (D)		60,870	63,260	65,745	68,321
Distância focal objecto (mm)		-16,429	-15,808	-15,210	-14,637
Distância focal imagem (mm)		21,928	21,099	20,302	19,536
Primeiro ponto principal (mm)		1,657	1,757	1,849	1,936
Segundo ponto principal (mm)		1,998	2,115	2,225	2,327
Primeiro ponto nodal (mm)		7,156	7,048	6,941	6,835
Segundo ponto nodal (mm)		7,497	7,406	7,316	7,226
Plano focal imagem (mm)		23,926	23,214	22,526	21,863

Como é de esperar, a distância focal objecto encurta à medida que o nível de acomodação aumenta. Entre o olho relaxado e o nível de acomodação máximo testado, de 6 D, a potência dióptrica total do sistema aumenta cerca de 8 D.

Foram obtidos os valores de aberração esférica para uma pupila de entrada de 6 mm para os diferentes estados de acomodação, sendo que estes valores se apresentam no gráfico da Figura 3.8. Verifica-se uma diminuição da aberração esférica com o aumento do nível de acomodação, tendendo para valores cada vez mais negativos, à medida que o ponto próximo se aproxima do olho, tal como se verifica nos olhos reais [32].

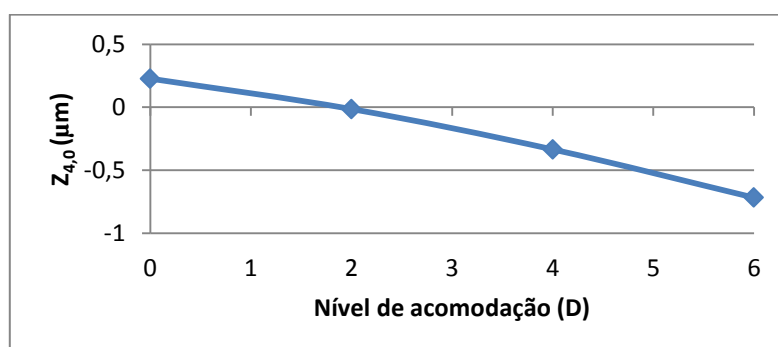


Figura 3.8 – Variação da aberração esférica (coeficiente $Z_{4,0}$) em função do nível de acomodação.

3.3.3 Performance geral

Como ponto de partida para análise do desempenho do modelo óptico implementado, consideramos a sua parametrização para uma idade de 35 anos e estado relaxado.

Sendo este um modelo rotacionalmente simétrico, a aberração coma não tem expressão para raios paralelos ao eixo óptico. Assim, tal como nos olhos reais, a maior contribuição para as aberrações de ordem superior é dada pela aberração esférica.

O modelo foi pois testado com vários níveis de iluminação. Assim, analisa-se o seu desempenho para vários diâmetros de pupila, utilizando as funções *Spot Diagram*, *PSF* e *MTF*, bem como a variação da aberração esférica.

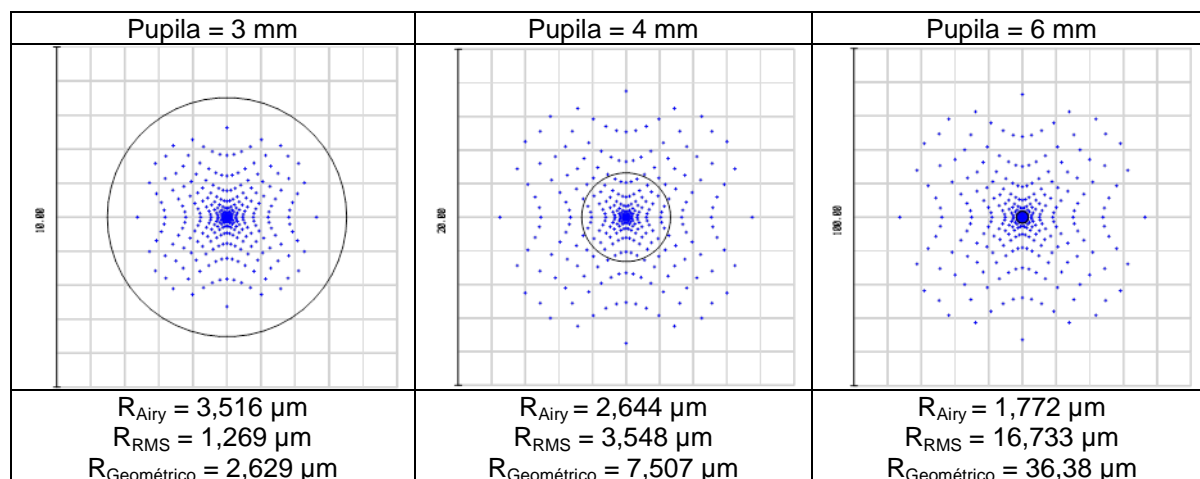


Figura 3.9 – *Spot diagrams* em função do diâmetro da pupila.

Como é possível observar através dos diagramas de manchas (Figura 3.9), como esperado, as aberrações aumentam com o diâmetro da pupila, sendo que para a pupila de 3 mm, o modelo encontra-se limitado por difracção. Para o diâmetro pupilar de 4 mm, as aberrações ainda não são significativas, no entanto aumentam como esperado e verificado em olhos reais. O raio do disco de Airy é menor do que o raio RMS e por isso pode-se dizer que a qualidade visual começa a estar limitada pelas aberrações geométricas. Para a pupila de 6 mm, o desempenho óptico diminui bastante de qualidade sendo limitado exclusivamente pelas aberrações geométricas, onde predomina a aberração esférica.

O gráfico da evolução da aberração esférica em função do diâmetro da pupila está representado na Figura 3.10. Como é de esperar, a quantidade de aberração esférica aumenta com o diâmetro da pupila de entrada, o que se reflecte numa perda da qualidade óptica do sistema.

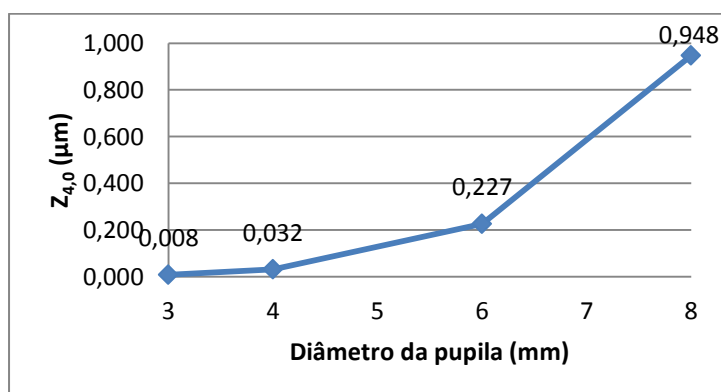


Figura 3.10 – Evolução da aberração esférica com o diâmetro da pupila.

Observando a curva de MTF em função do diâmetro pupilar (Figura 3.11), verificamos que esta decai mais rapidamente quanto maior é o diâmetro da pupila. Estes resultados estão de acordo com a tendência observada nos olhos reais e vêm confirmar que aumentando o tamanho da pupila o sistema perde qualidade óptica.

Em termos quantitativos, o sistema apresenta um bom contraste, ou seja, mais que 95% a 5 ciclos/mm, para as pupilas de 4 mm e 3 mm de diâmetro. De resto, para estas pupilas de entrada, a MTF aparece sobrestimada relativamente ao desempenho médio verificado em olhos reais [80]. Para a pupila de 6 mm, o valor da MTF situa-se acima dos 90% para essa frequência espacial, daí podemos dizer que se encontra dentro dos limites aceitáveis. Para a pupila de 8 mm, o valor de MTF ronda os 75%, logo o desempenho em termos de contraste é mau em termos qualitativos, sendo que a aberração esférica o condiciona bastante.

Em termos de acuidade, verifica-se que para a frequência espacial de 20 ciclos/mm, a acuidade visual é boa para diâmetros de pupila menores que 6 mm. Neste tamanho de pupila o valor da MTF é cerca de 50%, sendo que este é, considerado por Norrby, como o limite de validade do modelo [64].

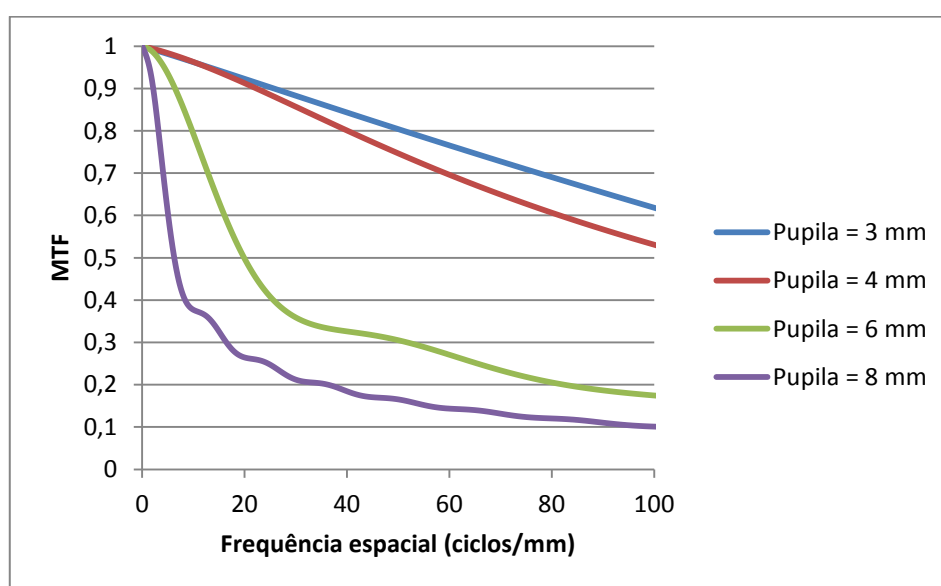


Figura 3.11 – Curvas MTF para diferentes tamanhos de pupila.

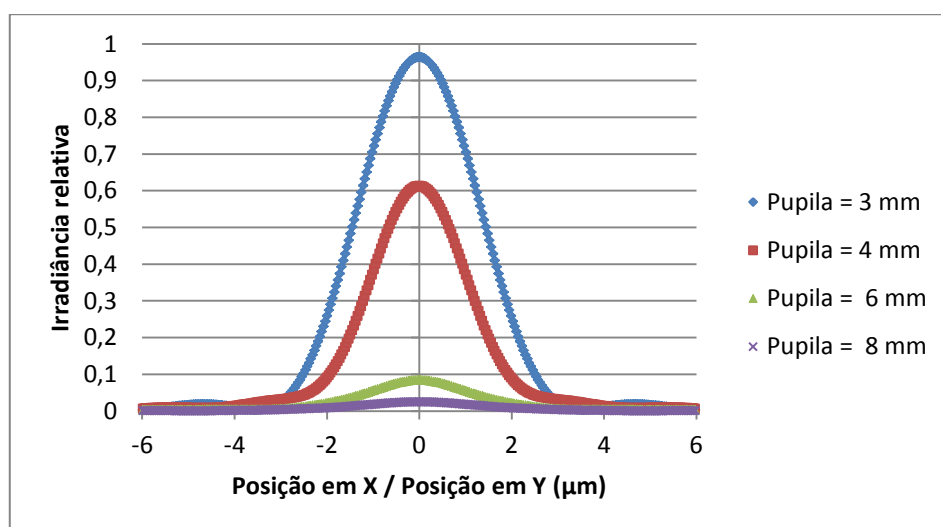


Figura 3.12 – Perfil da FFT PSF para diferentes tamanhos de pupila.

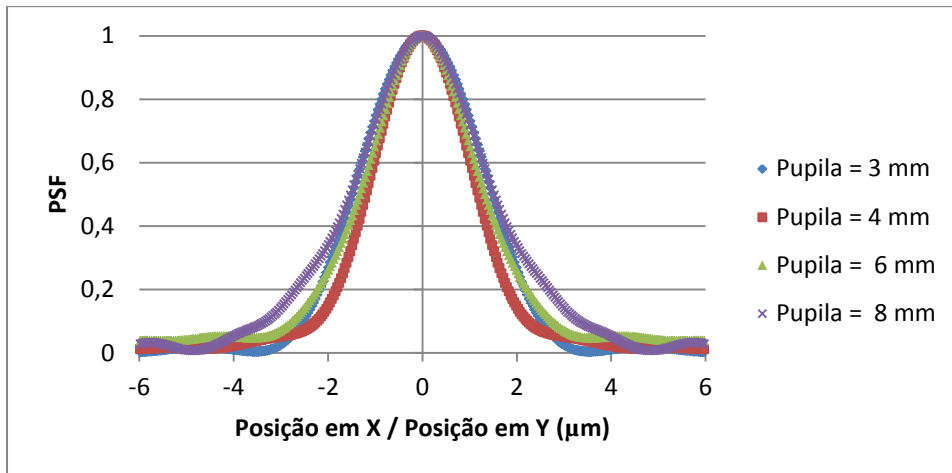


Figura 3.13 – Perfil da FFT PSF normalizada em função do diâmetro da pupila.

Observando as funções FFT PSF não normalizadas, representadas na Figura 3.12, podemos afirmar que os resultados são similares aos encontrados para outros modelos testados, em termos de irradiância relativa.

Ao observarmos as FFT PSF normalizadas, representadas na Figura 3.13, podemos verificar que para um diâmetro de pupila de 3 mm, o sistema se encontra praticamente limitado por difracção. Dos 4 mm aos 8 mm de diâmetro de pupila a largura da base aumenta devido a aumento de aberrações que se verifica.

4 O simulador

O simulador aqui apresentado, teve duas etapas de desenvolvimento: a criação do desenho óptico do olho humano no modo não sequencial do Zemax e a ferramenta computacional desenvolvida em MATLAB, responsável pela interface com o utilizador e comunicação com o Zemax. Como tal, na primeira secção deste capítulo é apresentado o desenho óptico desenvolvido, ou seja, qual a estrutura presente no Zemax com a qual o MATLAB irá comunicar e na segunda secção, será descrito o *software* desenvolvido em MATLAB. A terceira secção dedica-se à apresentação de alguns resultados obtidos com o simulador desenvolvido.

4.1 Desenho Óptico

O modo como o olho foi desenhado, ou seja, a forma como os componentes foram dispostos e o tipo de componente escolhido, teve em consideração os seguintes requisitos:

- Regras de disposição de componentes do modo não-sequencial do Zemax:
 - O Zemax não permite que um componente não-sequencial, ou objecto, se referencie com base num objecto de índice superior;
- Conversão dos parâmetros do olho em parâmetros dos componentes não-sequenciais e vice-versa:
 - Foi procurada a forma mais simples de converter os parâmetros do sistema em Zemax para parâmetros oculares e vice-versa;
- Expansibilidade do simulador:
 - A possibilidade de adoptar outro modelo óptico, bem como permitir ao utilizador modificar o modelo, obtendo modelos oculares customizados e/ou personalizados.

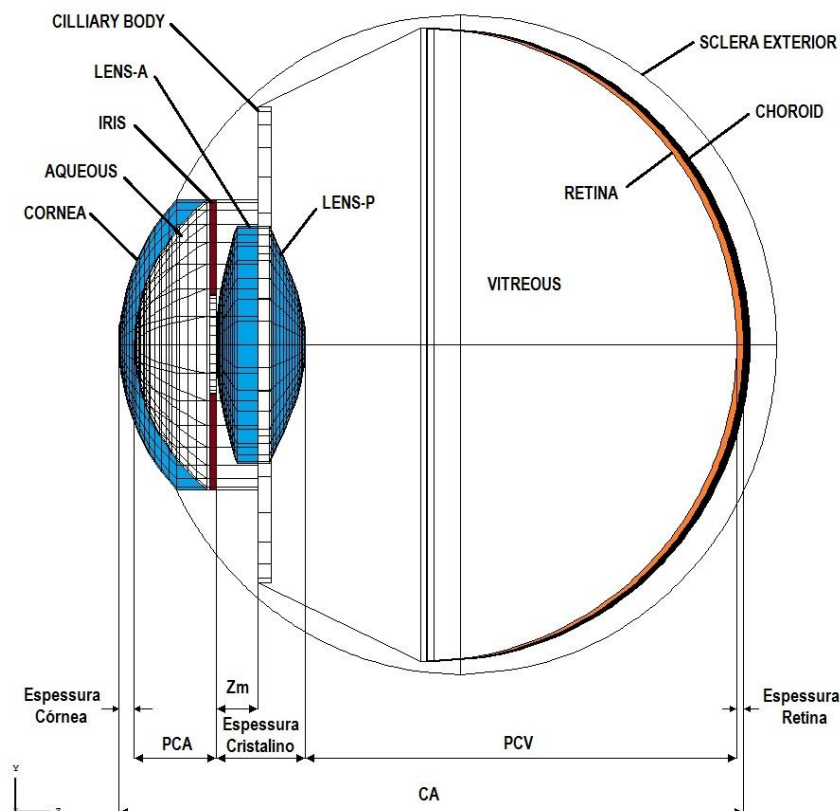


Figura 4.1 – Esquema do desenho óptico (*Zemax NSC 3D Layout*).

A figura 4.1 mostra o esquema do olho desenhado em *Zemax*. O olho foi construído a partir de Z igual a 0, no sentido positivo de Z, ou seja, o primeiro componente óptico, a córnea, no

caso, o vértice da superfície anterior, foi colocado em $Z=0$, ficando a retina em Z igual à distância axial, ou seja, Z positivo.

O eixo Z constitui o eixo óptico, sendo que o plano XOZ corresponde ao plano vertical e o plano YOZ corresponde ao plano horizontal. Uma vez que se decidiu desenhar um olho direito, o sentido negativo de Y corresponde ao lado nasal, logo o positivo de Y corresponde ao lado temporal.

Córnea

Foi seleccionado o componente não-sequencial *biconic lens* do Zemax. Este componente é um volume composto por duas superfícies do tipo biconicas separadas por uma espessura central. A coordenada z de cada superfície biconica é definida pela equação (2.13).

Assim, uma superfície biconica permite definir duas curvaturas perpendiculares entre si, permitindo obter uma superfície rotacionalmente assimétrica, tal como acontece na realidade para as superfícies refractantes do olho humano. O componente permite também obter superfícies rotacionalmente simétricas (caso particular em que $c = c_x = c_y$ e $k = k_x = k_y$), podendo tomar uma forma plana ($c = 0$), esférica ($c \neq 0$, $k = 0$) ou asférica ($c \neq 0$, $k \neq 0$), híper-hemisférica esférica ou asférica [74].

Para este componente define-se então os raios de curvatura e constantes cónicas das superfícies anterior e posterior, correspondentes aos raios de curvatura e constantes cónicas da córnea, a distância entre os vértices das superfícies, correspondente à espessura central da córnea, e o raio equatorial comum às superfícies.

O parâmetro relativo ao raio equatorial foi definido como fixo tendo sido adoptado o valor de 5,5 mm, o que corresponde a um diâmetro de 11 mm para a córnea, valor aproximado dos resultados experimentais [81].

Humor aquoso

Para o humor aquoso foi escolhido o mesmo tipo de componente, uma vez que está adjacente à superfície posterior da córnea. Como tal, os parâmetros da superfície anterior do *AQUEOUS* são os mesmos que os da superfície posterior da córnea.

É sabido que o humor aquoso preenche tanto a câmara anterior como a posterior, logo, a espessura do componente corresponderá à distância entre a superfície posterior da córnea e a parte anterior do cristalino, ou seja, a soma da profundidade da câmara anterior e o parâmetro Z_m , correspondente à distância entre o vértice da superfície anterior do cristalino e a sua posição equatorial, sendo a superfície posterior plana e coincidente com a posição do equador do cristalino.

Humor vítreo

O componente *VITREOUS*, correspondente ao humor vítreo, é do tipo *standard lens*. Este componente é um volume composto por duas superfícies do tipo *standard* separadas por uma espessura central. Este tipo de superfície é um caso particular da superfície biconica descrita na equação (2.13), em que $c = c_x = c_y$ e $k = k_x = k_y$, logo $r^2 = x^2 + y^2$.

$$z = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2r^2}} \quad (4.1)$$

Assim, uma superfície *standard* é rotacionalmente simétrica, podendo tomar uma forma plana ($c = 0$), esférica ($c \neq 0$, $k = 0$) ou asférica ($c \neq 0$, $k \neq 0$), híper-hemisférica esférica ou asférica [74].

Contrariamente ao componente do tipo *biconic lens*, o *standard lens* permite definir um raio equatorial para cada superfície. Assim, a superfície anterior deste componente é adjacente ao humor aquoso e, como tal, plana, apresentando um raio equatorial fixo de 9 mm, valor com razão puramente estética. A superfície posterior coincide com a superfície anterior referente ao componente correspondente à retina, logo, os seus parâmetros de curvatura coincidem.

Cristalino

O cristalino está dividido em duas partes: cristalino anterior (*LENS-A*) e posterior (*LENS-P*) para que seja possível modelar um cristalino do tipo GRIN.

O componente *LENS-A* é do tipo *biconic lens* e tem como referência o componente *AQUEOUS*, uma vez que se encontra “dentro” dele e a distância entre as suas superfícies anteriores corresponde à profundidade da câmara anterior. A superfície anterior do componente corresponde à superfície anterior do cristalino, a espessura corresponde ao parâmetro Z_m e a superfície posterior é plana.

O componente *LENS-P* é do mesmo tipo e encontra-se “dentro” do componente *VITREOUS*. Tem como referência o componente *LENS-A*, sendo que a sua superfície anterior e a superfície posterior do *LENS-A* são adjacentes, sendo obviamente a superfície anterior do *LENS-P* plana. A espessura do componente é a diferença entre a espessura total do cristalino e o parâmetro Z_m . A superfície posterior, como é óbvio, corresponde à superfície posterior do cristalino.

Foi definido um valor fixo para o raio equatorial do cristalino de 4,5 mm. Este valor é uma aproximação dos valores obtidos experimentalmente [81].

Relativamente ao material definido para os componentes *LENS-A* e *LENS-P*, como já referido, optou-se por utilizar um GRIN. Optou-se ainda por utilizar a distribuição tipo 5 dada por:

$$n(r, z) = n_{00} + n_{01}z + n_{02}z^2 + n_{03}z^3 + n_{04}z^4 + n_{10}r^2 + n_{20}r^4 + n_{30}r^6 \quad (4.2)$$

Esta foi a opção, uma vez que se trata da distribuição mais comum nos modelos ópticos actualmente utilizados. Nomeadamente, os modelos de Liou e Brennan, Popiolek-Masajada e Kasprzak e Atchison e Smith utilizam os coeficientes n_{00} , n_{01} , n_{02} e n_{10} [3] [55] [4]. Goncharov e Dainty, utilizam no seu modelo adaptativo, para além destes, os coeficientes n_{03} , n_{04} e n_{20} [33].

Corpo ciliar

O componente *LENS-P* está rodeado por um componente do tipo *annular volume*, a que foi chamado *CILIARY BODY*. Trata-se de um componente composto por duas superfícies anelares planas separadas por uma distância ou espessura. É possível definir os diâmetros horizontal e vertical de ambas superfícies e das suas aberturas. Assim, o diâmetro da abertura dos anéis é igual ao diâmetro equatorial do cristalino, ou seja, 9 mm. A espessura do volume é fixa e tem o valor de 0,5 mm. O material utilizado é ABSORB uma vez que se pretende que não reflecta ou refracte quaisquer raios.

Íris

O componente *IRIS* é também do tipo *annular volume* e também é absorvente (material ABSORB). Este componente encontra-se imediatamente à frente da superfície anterior do cristalino, ou seja, a posição do componente *IRIS* tem como referência o vértice da superfície anterior do componente *LENS-A*. A espessura da pupila é fixa e toma o valor de 250 μm [82]. Foi adoptado este valor pois é correspondente à espessura na zona mais central (mais fina) e as superfícies da íris são consideradas planas.

Retina e Coróide

A retina foi dividida em retina sensorial e retina pigmentar, representadas pelos componentes *RETINA* e *EPR* respectivamente. Entre estes dois componentes do tipo *standard lens* encontra-se a camada de fotorreceptores representada por um detector do tipo *detector surface*, denominado *PHOTORECEPTORS*.

Uma vez que o Zemax não permite a extracção dos resultados obtidos por este tipo de detector, foi adicionado um outro detector utilizável para o efeito e que representa a fóvea, cujo tipo é *detector rectangle*. Como o nome indica é um detector rectangular, logo plano, e permite, entre outros, seleccionar o número de pixéis, o ângulo de aceitação ou a detecção dos efeitos da

difracção. Por defeito, foi considerado um diâmetro de 1 mm e uma concentração de 160000 cones/mm², o que corresponde a uma resolução de 400x400 pixéis. Uma vez que o Zemax não permite a intersecção de detectores no espaço, o componente *FOVEA* encontra-se a uma distância de 1 nm do componente *PHOTORECEPTORS*, distância que pode ser considerada desprezável neste contexto. Em relação ao parâmetro que decide sobre a detecção dos efeitos da difracção, denominado *PSF Mode Wavenumber*, este encontra-se activo. A descrição do parâmetro, segundo o manual do Zemax [74]: “...If 0, then the coherent irradiance display is the coherent data detected for each pixel individually. This is the default and most appropriate choice if the detector is large and the intent is to look at the beam far from focus, such as fringes created by two overlapping beams from an interferometer. If the wavenumber is equal to a wavelength number, then the coherent data for each pixel is the Huygens integral of all rays incident upon the detector, resulting in a diffraction Huygens Point Spread Function. When using PSF Mode, the width of the detector should be a small number of wavelengths, to allow adequate pixel resolution to see the diffraction structure, and to avoid aliasing artifacts inherent to the Huygens model when applied to large areas. The irradiance in PSF Mode is normalized so that the total power is equal to the total incoherent power on the detector. This gives accurate results as long as the rays incident upon the detector cover a broad enough range of angles so that both constructive and destructive interference occur over the size of the detector. This normalizing will not give accurate results if the incident rays are all nearly parallel and PSF Mode should not be used for this purpose...”

A coróide encontra-se representada pelo componente *CHOROID*, do tipo *standard lens*, imediatamente a seguir à *EPR*. Tanto a *EPR* como a *CHOROID* apresentam espessuras centrais fixas, 0,012mm e 0,25mm respectivamente, e acompanham a curvatura da retina. A Figura 4.2 mostra a disposição espacial dos componentes mencionados.

Em relação aos materiais utilizados, considerou-se o material correspondente ao humor vítreo para *RETINA* e *EPR*, e o material *ABSORB* para o componente *CHOROID*.

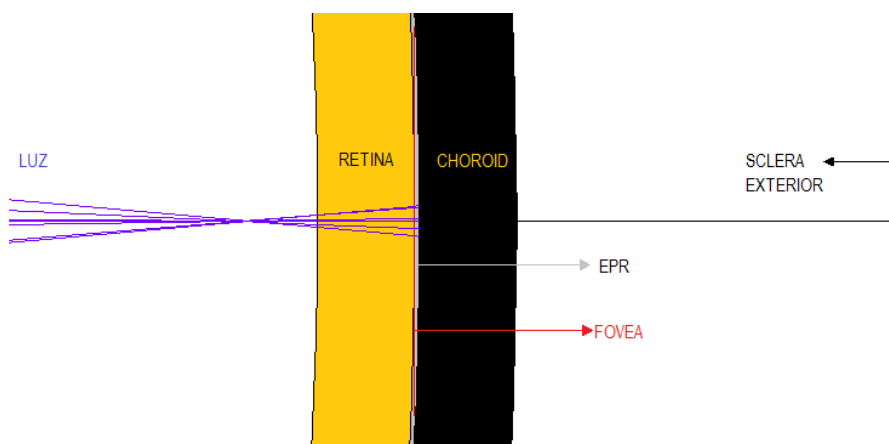


Figura 4.2 – Disposição dos componentes relativos à retina sensorial, *EPR*, fóvea, coróide e esclera exterior.

Esclera Exterior

Ao último componente chamou-se *SCLERA EXTERIOR*. Este componente é do tipo *standard surface* e foi modelado para tomar uma forma híper-hemisférica asférica, sendo que a abertura anterior desta superfície coincide com os limites da superfície anterior da *CORNEA* no meridiano cuja coordenada *z* (*sag*) é maior.

A incapacidade do Zemax em criar uma superfície híper-hemisférica asférica bicónica faz com que não seja possível adequar a *SCLERA EXTERIOR* à superfície anterior da *CORNEA* de modo a que as superfícies sejam contínuas em todos os pontos, no caso em que a superfície anterior da *CORNEA* toma uma forma bicónica. De forma a contornar-se este ponto, a face cilíndrica exterior do componente *CORNEA* foi tornada absorvente. Também a *SCLERA EXTERIOR* é absorvente (material *ABSORB*).

O Apêndice C – Modelação da superfície referente à esclera exterior é referente à modelação desta superfície.

4.2 Software dEYEnamic

Nesta secção apresenta-se o *software* desenvolvido em MATLAB para controlo dos parâmetros oculares, a que se chamou *dEYEnamic*. A secção está dividida em três partes. Na primeira parte descrevem-se os principais princípios de funcionamento e abordam-se as principais funções desenvolvidas. A segunda parte dedica-se às configurações necessárias ao correcto funcionamento do programa. A terceira parte descreve a interface criada, onde esta é apresentada de uma forma integrada com o fluxo de trabalho.

4.2.1 Principais funções desenvolvidas e princípios de funcionamento

O *software* desenvolvido tem como base a ideia de facilitar o tratamento dos parâmetros que caracterizam um modelo óptico do olho humano. Não sendo o Zemax uma ferramenta “eye friendly”, a informação contida num ficheiro do tipo Zemax tem de ser traduzida e estruturada de uma forma que permita um tratamento fácil e simples por parte do utilizador. Com este intuito, foram criadas quatro funções:

1. *ImportFromZemax* – Importa a informação do ficheiro Zemax aberto, devolvendo, entre outros dados essenciais, a estrutura Object;
2. *ObjectToEye* – Converte a informação da estrutura Object nos parâmetros que caracterizam um modelo óptico, na forma da estrutura Eye;
3. *EyeToObject* – Converte a informação da estrutura Eye na estrutura Object;
4. *ExportToZemax* – Exporta para o Zemax a informação da estrutura Object.

As funções de importação e exportação de informação entre Zemax e Matlab utilizam, de uma forma geral, funções da *toolbox* MZDDE. Uma vez que os parâmetros importáveis e exportáveis através das funções disponibilizadas pela *toolbox* são limitados para o modo não-sequencial do Zemax, foram desenvolvidas as funções *zGetNSCProperty* e *zSetNSCProperty*, que permitem que qualquer propriedade de um componente não-sequencial possa ser importada e exportada, respectivamente. O uso destas funções apenas se aplicou à manipulação do gradiente que define a distribuição do índice de refacção num componente, no entanto, a sua utilização pode ser bastante vasta, tópico que deixaremos para o capítulo final deste documento.

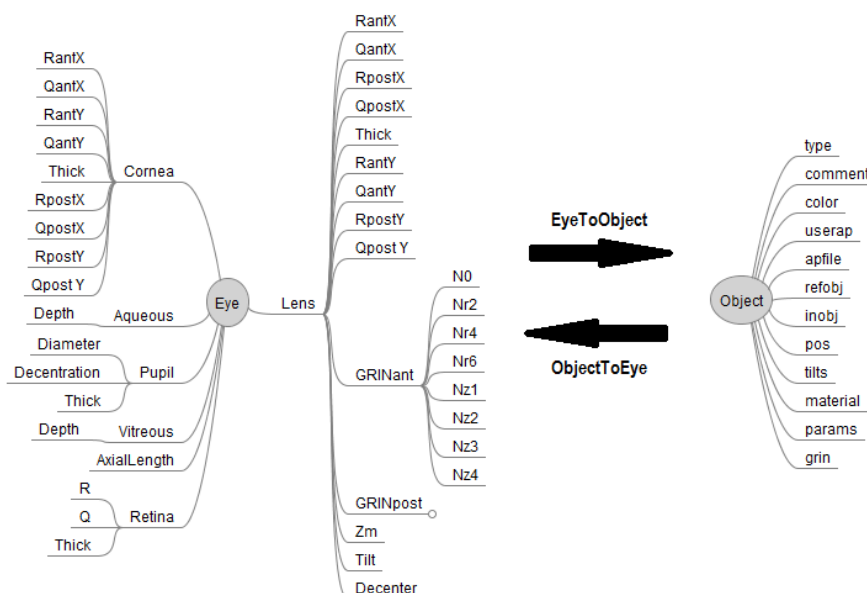


Figura 4.3 – Estruturas *Object* e *Eye*. A estrutura *Object* possui a informação como ela se encontra no Zemax. A função *ObjectToEye* traduz essa informação para a estrutura *Eye* para que o programa a modifique. A função *EyeToObject* faz a tradução no sentido contrário.

4.2.2 Configurações técnicas iniciais

Para o correcto funcionamento do programa desenvolvido, algumas configurações técnicas devem ser levadas a cabo antes da execução do mesmo.

A primeira configuração tem como objectivo activar a permissão para que programas externos possam controlar o Zemax. A configuração é essencial, uma vez que sem esta activação o MATLAB não poderá exportar a informação para o Zemax. Para o efeito, o utilizador deverá aceder à opção *Preferences* no menu *File* do Zemax, e no separador *Editors* (representado na Figura 4.4) seleccionar a opção *Allow Extensions To Push Lenses*.

No mesmo separador deve seleccionar-se relativamente ao *Auto Update*, a opção *Update All*. Esta configuração permite que aquando de um conjunto de alterações instruídas pelo MATLAB, todas estas alterações tenham efeito imediato em todos os parâmetros do sistema óptico.

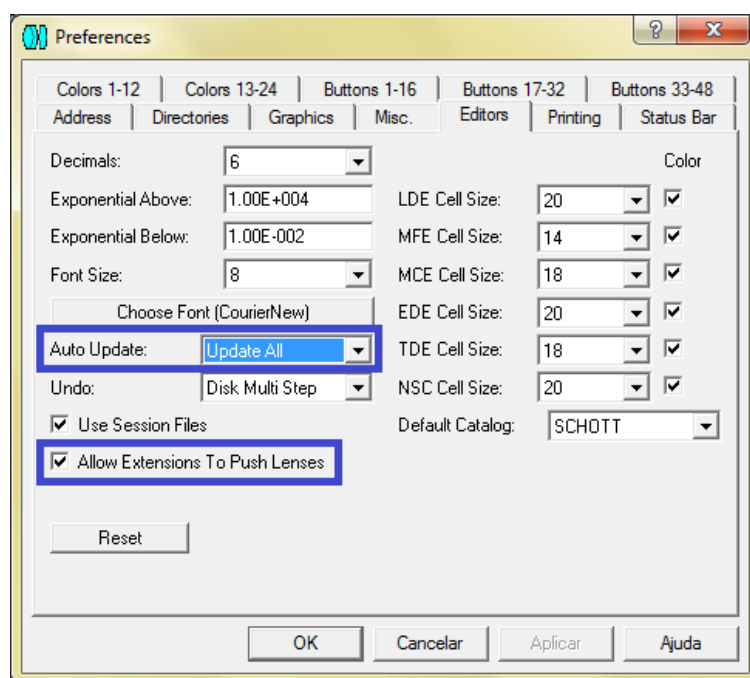


Figura 4.4 – Separador *Editors* do menu de preferências do Zemax.

Uma vez que o ficheiro *dEYEnamic.ZMX* faz referência a materiais do catálogo criado com o nome *DEYENAMIC.AGF*, este ficheiro deve encontrar-se na directoria onde pertencem os restantes catálogos de materiais existentes utilizados pelo Zemax.

Como veremos adiante, o programa permite ao utilizador iniciar o Zemax a partir da interface desenvolvida. Como tal, e uma vez que estamos a trabalhar no modo não-sequencial do Zemax, o ficheiro que este abre por defeito, com o nome *LENS.ZMX*, deve estar gravado no modelo não-sequencial. Esta configuração não é fundamental, uma vez que o Zemax pode ser iniciado antes de se iniciar o programa *dEYEnamic*, como veremos seguidamente.

Uma vez que o *software* desenvolvido que tem por base a comunicação entre dois programas, MATLAB como cliente e Zemax como servidor, existe um intervalo de tempo pelo qual o cliente espera por uma resposta do servidor. Este parâmetro é importante na medida em que a informação requisitada pode ser em grande quantidade ou demorar muito tempo a ser obtida pelo Zemax, como pode acontecer facilmente com o traçado de raios. Assim, existe no programa *dEYEnamic* uma variável global *Timeout* que controla este aspecto e que deve ser igualada ao tempo máximo de espera em segundos.

4.2.3 Interface

A parte inicial do programa tem como objectivo definir qual o modo sobre o qual se irá trabalhar, ou seja, o utilizador terá a oportunidade de utilizar um ficheiro já aberto em Zemax, criar um novo ficheiro, isto é, um novo modelo ou utilizar um ficheiro com um modelo entretanto construído noutras utilizações. Para além de dar estas opções ao utilizador, nesta fase é também estabelecida a comunicação entre MATLAB e Zemax, bem como algumas configurações e validações que asseguram o bom funcionamento do programa. O fluxograma do processo relativo ao início do programa encontra-se representado na Figura 4.5.

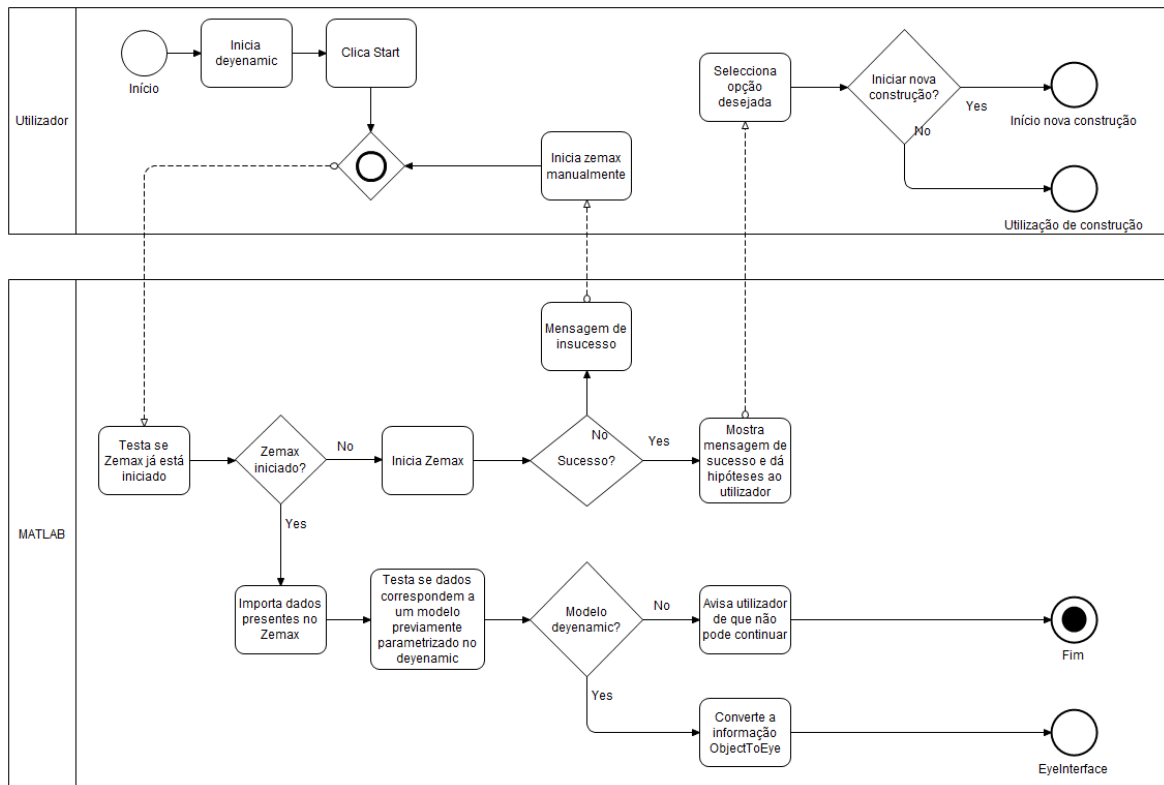


Figura 4.5 – Fluxograma do processo relativo ao início do programa dEYEnamic.

Ao iniciar o programa *dEYEnamic*, é mostrada a interface inicial, representada na Figura 4.6. Ao clicar ‘Start’, o MATLAB vai tentar estabelecer uma ligação com o Zemax, testando se este já se encontra iniciado através da função *zDDEInit*.

1. Caso esteja iniciado, os dados do ficheiro actualmente aberto são importados através da função *ImportFromZemax*. O MATLAB testa se a informação importada se refere a um modelo *dEYEnamic*.
 - a. No caso afirmativo, é dada a hipótese ao utilizador de utilizar o modelo já aberto em Zemax.
 - b. No caso negativo, é solicitado ao utilizador que reinicie o processo.
2. Caso o Zemax não esteja iniciado, o MATLAB faz uma tentativa de o iniciar através da função *zDDEStart*.
 - a. No caso negativo, é solicitado ao utilizador que inicie manualmente o Zemax.
 - b. No caso positivo, são dadas as hipóteses de modo de trabalho: iniciar novo modelo ou reutilizar modelo previamente parametrizado. A Figura 4.7 representa a etapa em que esta escolha é feita.

Para simplificar, separou-se a explicação dos dois modos de funcionamento em duas secções diferentes deste documento. Assim, a secção 4.2.3.1 explica quais os passos executados ao fazer uma nova simulação com base no modelo óptico implementado e a secção 4.2.3.2 explica como se processa a utilização de um modelo previamente parametrizado.



Figura 4.6 – Ecrã inicial do programa *dEYEnamic*.

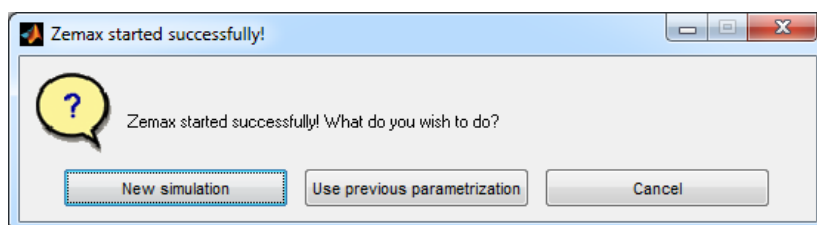


Figura 4.7 – Ecrã de escolha de fluxo de trabalho.

4.2.3.1 Fluxo de trabalho nº1 – Nova simulação

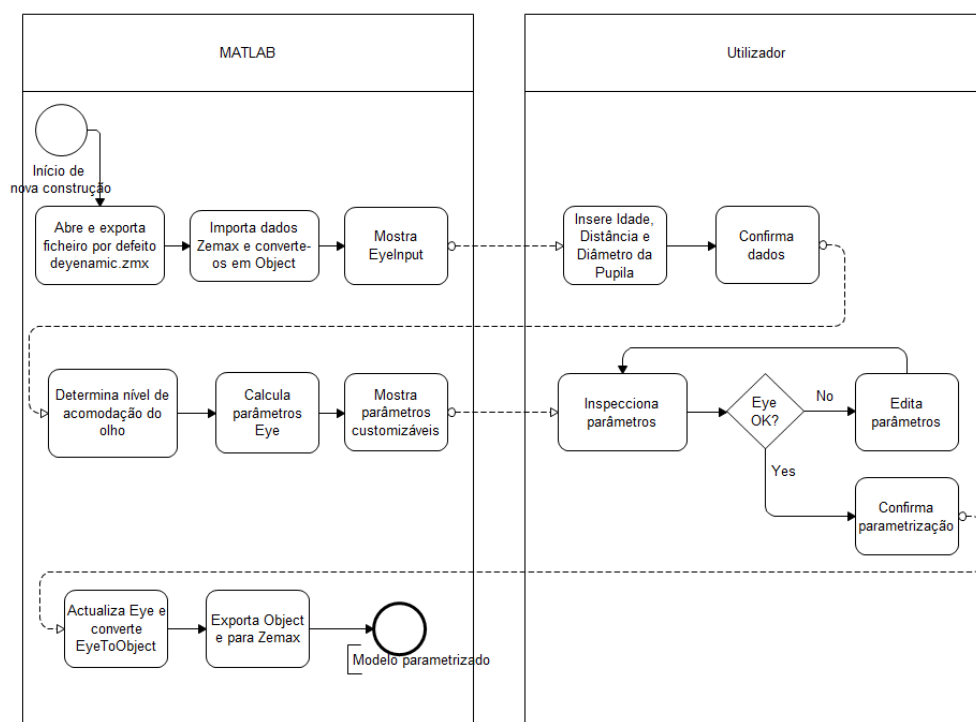


Figura 4.8 - Fluxograma do processo referente a nova construção/ nova simulação.

Ao optar pela nova simulação, o utilizador opta por utilizar o modelo óptico por defeito, descrito no capítulo 3. O fluxograma relativo a este processo está representado na Figura 4.8.

O ficheiro base com o nome *dEYEnamic.zmx*, contido na directoria de trabalho da aplicação *dEYEnamic*, é automaticamente descarregado no servidor do Zemax através da função *zLoadFile*, ficando visível ao utilizador no LDE por via da função *zPushLens*.

Os parâmetros contidos neste ficheiro são seguidamente importados para o programa em forma da estrutura *Object* através função *ImportFromZemax*. O objectivo de se importar toda a estrutura é o de colocar no MATLAB uma base sobre a qual trabalhar e que contém uma série de parâmetros não customizáveis essenciais para a manutenção da estrutura do desenho construído na secção 4.1.

Uma vez assegurada esta base de informação, são pedidas ao utilizador as variáveis de entrada necessárias à parametrização do olho. É então mostrada a interface *EyeInput* representada na Figura 4.9, em que terão de ser indicados a idade, em anos, a distância a que o objecto fixado se encontra da córnea, em cm, e o diâmetro da pupila, em mm.

Figura 4.9 – Interface *EyeInput*.

Por defeito, a idade seleccionada é de 20 anos, o limite mínimo do simulador. A idade inserida vai então determinar os valores mínimo e máximo de diâmetro pupilar de acordo com a função *SenileMiosis*, construída com base no estudo de Winn *et al* [42]. Estes valores são automaticamente actualizados na interface, impedindo o utilizador de inserir valores que não se encontrem dentro dos limites especificados.

A idade serve também para determinar qual o nível de acomodação máximo que o olho pode exibir através da função *Presbiopia*. O objectivo é o de determinar qual o nível de acomodação a que o olho se encontra dependente da idade e da distância a que se encontra o objecto. Como tal, foi implementada uma solução baseada no princípio de que o olho fará o máximo esforço para focar o objecto fixado. Apresenta-se na Figura 4.10 o fluxograma da solução implementada.

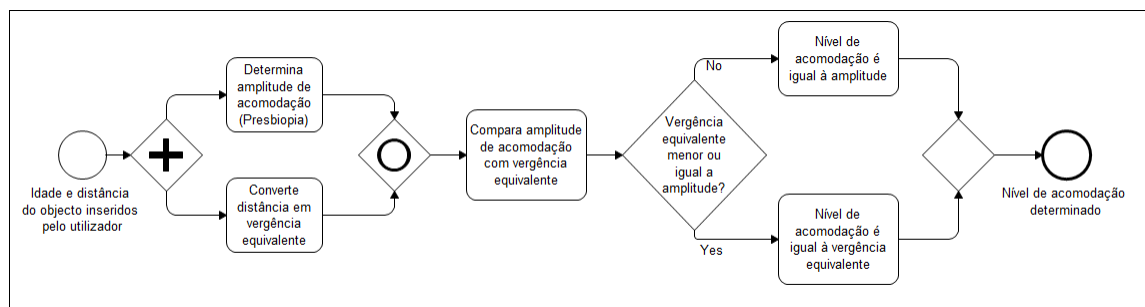


Figura 4.10 – Fluxograma do processo determinante do nível de acomodação.

Ao inserir a distância em a que se encontra o objecto fixado, por defeito no infinito, representado por *INF*, esta distância é convertida na vergência equivalente, em dioptrias. No caso em que a o valor inserido é *INF*, ou seja, distância infinita, a vergência equivalente é igual a zero.

A vergência equivalente é então comparada ao valor da amplitude de acomodação calculado pela função *Presbiopia*. Caso seja menor ou igual, o nível de acomodação do olho será igual à vergência equivalente. Caso seja maior, o nível de acomodação do olho será igual ao seu nível máximo, ou amplitude de acomodação.

Uma vez confirmados os dados necessários, os parâmetros oculares são obtidos pela função *GetDubbelmanEye*, função da idade e nível de acomodação. Esta função calcula os parâmetros oculares conforme as equações do modelo óptico descrito no capítulo anterior. O resultado é a estrutura *Eye* totalmente parametrizada. É então invocada a interface *EyeInterface*, onde poderão ser visualizados e modificados os valores obtidos.

4.2.3.2 Fluxo de trabalho nº2 – Utilização de modelo previamente parametrizado

Ao optar pela utilização de um modelo previamente parametrizado, na caixa de diálogo da Figura 4.7, é solicitado ao utilizador que indique qual o ficheiro que deve ser aberto em Zemax e trabalhado pelo programa *dEYEnamic*.

O fluxograma relativo a este processo está representado na Figura 4.11.

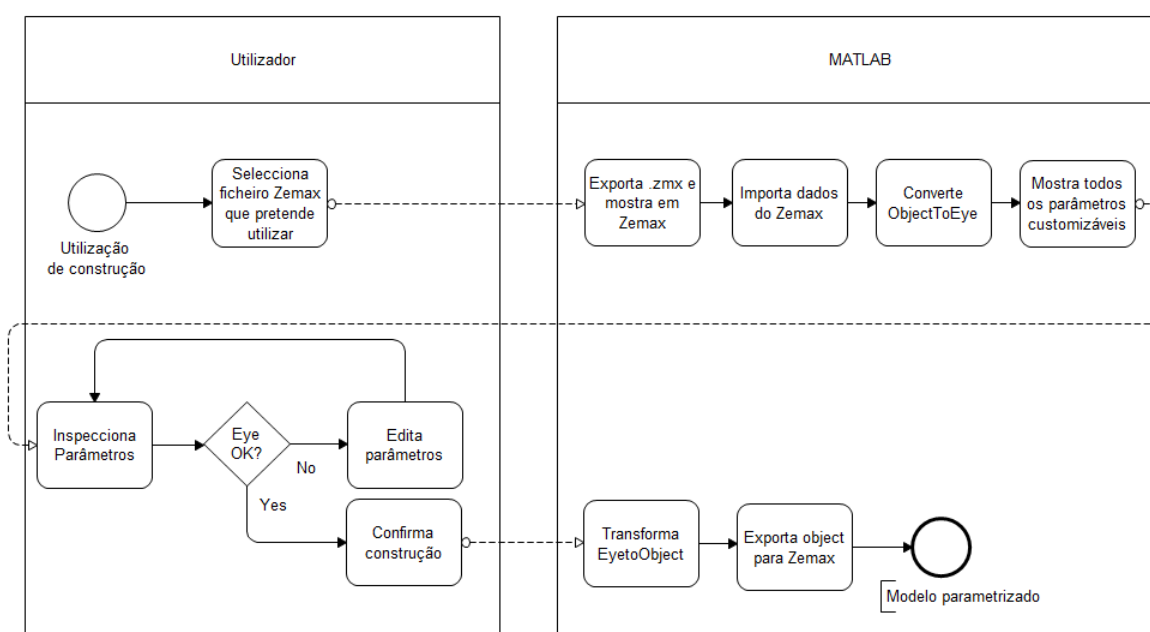


Figura 4.11 – Fluxograma relativo à utilização de um modelo previamente parametrizado

Uma vez seleccionado o ficheiro que pretendido, este é descarregado no servidor do Zemax através da função *zuiLoadFile*, ficando visível ao utilizador no LDE por via da função *zPushLens*.

A informação contida neste ficheiro é então importada para o nosso programa em forma da estrutura *Object* (função *ImportFromZemax*), sendo seguidamente convertida na estrutura *Eye* (função *ObjectToEye*), uma vez que é esta a estrutura sobre a qual serão feitas as alterações. Os valores desta estrutura são então mostrados ao utilizador na interface *EyeInterface*, onde poderão ser alterados.

4.2.3.3 EyeInterface

Uma vez obtidos os parâmetros oculares, seja por importação dos dados presentes no Zemax e posterior conversão, seja pela obtenção através do modelo óptico que os define, estes são mostrados ao utilizador na interface *EyeInterface*.

Esta interface, representada na Figura 4.12, permite ao utilizador inspeccionar os parâmetros obtidos, bem como a sua alteração, tendo apenas de se preocupar com os parâmetros relevantes dos principais componentes ópticos do olho humano.

O utilizador pode verificar e alterar praticamente todos os parâmetros presentes na estrutura Eye, sendo que cada componente tem o seu espaço na interface. A Tabela E. 1 (Apêndice E – Relação dos componentes visíveis na EyeInterface com os parâmetros da estrutura Eye e parâmetros oculares) relaciona os parâmetros oculares com os da estrutura Eye.

Deste modo, raios de curvatura, constantes cónicas e espessuras da córnea e cristalino podem ser alteradas. Quanto ao cristalino é possível alterar a sua distribuição de índice de refração segundo o modelo GRIN explicitado, clicando sobre o botão “*Edit Refractive Index*” (ecrã representado na Figura 4.13), bem como o seu descentramento e ângulo de rotação relativamente ao eixo óptico. Também os dados relativos ao diâmetro, descentramento e espessura da pupila podem ser editados.

Em relação à retina, é possível modificar o seu raio de curvatura, constante cónica, bem como a sua espessura. Esta espessura, junto com as espessuras centrais de córnea e cristalino e a profundidade da câmara anterior, é subtraída ao comprimento axial, também ele editável, o que determinará a profundidade da câmara vítrea, não tendo o utilizador de a definir.

The screenshot shows the EyeInterface2 software window with the following parameters and controls:

- Buttons:** New Simulation, Save File, Edit Refractive Index, Reset, Submit >>>, Go to Application Menu >>>
- Cornea:**
 - Anterior Surface: Rx (7.87), Ry (7.87), Qx (-0.18), Qy (-0.18)
 - Posterior Surface: Rx (6.4), Ry (6.4), Qx (-0.34), Qy (-0.34)
 - Thickness (0.574)
- Pupil:**
 - Diameter (3.77)
 - Decentration (0)
 - Thickness (0.25)
- Aqueous:**
 - Anterior Chamber Depth (3.096)
- Vitreous:**
 - Vitreous Chamber Depth (16.348)
- Retina:**
 - Radius (12)
 - Asphericity (0)
 - Thickness (0.25)
- Other:**
 - Axial Length (23.67)
- Lens:**
 - Anterior Surface: Rx (11.54), Ry (11.54), Qx (-4), Qy (-4)
 - Posterior Surface: Rx (5.87), Ry (5.87), Qx (-3), Qy (-3)
 - Thickness (3.402)
 - Decentration (0)
 - Tilt (0)

Figura 4.12 – EyeInterface: Interface para inspeção/alteração dos parâmetros oculares

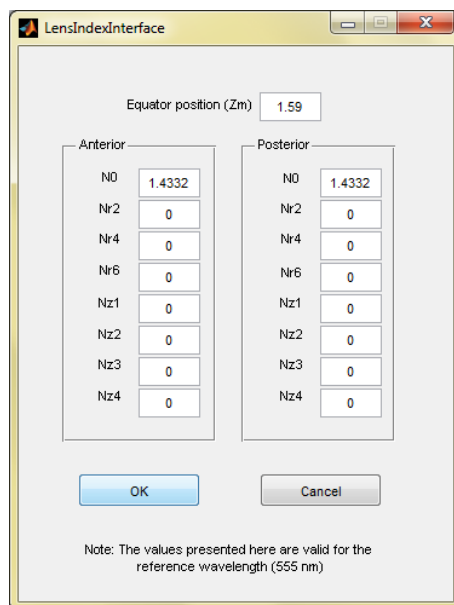


Figura 4.13 – Ecrã para inspeção/alteração dos parâmetros para modelação da distribuição do índice de refração do cristalino

Ao clicar em 'Submit', os parâmetros serão guardados na estrutura *Eye* e esta, por sua vez, convertida para a estrutura *Object* através da função *EyeToObject*, sendo os parâmetros do modelo presente no Zemax modificados alterando o modelo óptico, ficando estes instantaneamente disponíveis no LDE, através da função *zPushLens*. Automaticamente a interface do Zemax é maximizada.

Se o utilizador pretender utilizar um módulo aplicacional, tal como o apresentado no capítulo 5 desta dissertação, deve clicar sobre o botão 'Go to Application Menu'. Da mesma forma que o botão 'Submit', os parâmetros serão guardados na estrutura *Eye* e enviados para o Zemax, ficando automaticamente disponíveis no LDE. No entanto, ao invés da maximização da interface do Zemax, é mostrado o menu de escolha de módulo de aplicação, o *Application Menu* (Figura 4.14).

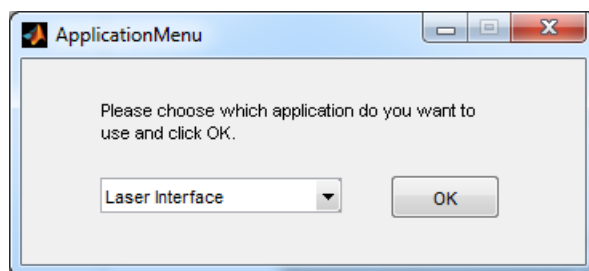


Figura 4.14 – Menu de escolha de módulo de aplicação: *Application Menu*. Por defeito, nesta versão aparece o módulo de aplicação Laser Interface apresentado no capítulo 5.

Na *EyeInterface* o utilizador pode ainda contar com outras opções disponíveis que facilitam a utilização do programa:

- As alterações aos parâmetros, não tendo ainda sido submetidas, podem ser anuladas com o uso do botão 'Reset'. Desta forma, a última estrutura *Eye* será mostrada na interface.
- O botão 'New Simulation' leva o utilizador de volta ao ecrã representado na Figura 4.9 de modo a que possa submeter novos dados relativos à idade, nível de acomodação e diâmetro pupilar de forma a obter os parâmetros correspondentes.
- O botão 'Save File' permite ao utilizador gravar o ficheiro Zemax com os parâmetros oculares presentes na *EyeInterface*.

4.3 Resultados

Nesta secção serão mostrados alguns exemplos de parametrizações efectuadas com o auxílio do programa desenvolvido, com o sentido de validar o simulador e mostrar algumas das possibilidades que o *dEYEnamic* oferece.

4.3.1 Idade

Nesta primeira secção, pretende-se não só mostrar as alterações produzidas pelo *dEYEnamic* no desenho óptico presente no Zemax, como também, mostrar as alterações de duas configurações de idades diferentes. Assim, foram definidas duas configurações: a primeira para 20 anos de idade e a segunda para 70 anos de idade. Ambas as configurações são para objectos no infinito e para diâmetros mínimos de pupila. Os parâmetros referentes às duas configurações na interface do *dEYEnamic* encontram-se na Figura 4.15.

A submissão dos parâmetros na *EyeInterface* resulta na modificação dos parâmetros dos componentes presentes no Zemax. Analisando os LDEs (Figura 4.16 e Figura 4.17), podemos verificar as alterações nos componentes ópticos que compõem o ficheiro Zemax. Uma análise mais detalhada dos valores aqui observados pressupõe sempre o conhecimento da tradução feita entre parâmetros oculares (na *EyeInterface*) e parâmetros do ficheiro Zemax (Apêndice D – *Relação dos componentes da estrutura Eye com os parâmetros dos componentes do desenho óptico*).

Na Figura 4.18 encontram-se os desenhos ópticos obtidos para as duas configurações, onde é possível observar as diferenças estruturais neste intervalo de 50 anos. Como esperado, o CA mantém-se, sendo que internamente, claramente graças ao aumento de espessura do cristalino, há uma diminuição da câmara anterior e da câmara vítrea. A espessura da metade anterior do cristalino, correspondente ao componente LENS-A, mantém-se, levando a uma deslocação da posição da íris (IRIS) e corpo ciliar (CILLIARY BODY). A integridade do desenho óptico é mantida, como desejado.

The figure displays two side-by-side screenshots of the EyeInterface software interface, showing ocular parameters for two different age configurations: 20 years (left) and 70 years (right).

Left Panel (20 years):

- Cornea:** Anterior Surface (Rx: 7.87, Qx: -0.18, Ry: 7.87, Qy: -0.18), Posterior Surface (Rx: 6.4, Qx: -0.34, Ry: 6.4, Qy: -0.34), Thickness: 0.574.
- Pupil:** Diameter: 3.77, Decentration: 0, Thickness: 0.25.
- Aqueous:** Anterior Chamber Depth: 3.096.
- Vitreous:** Vitreous Chamber Depth: 16.6035.
- Lens:** Anterior Surface (Rx: 11.54, Qx: -4, Ry: 11.54, Qy: -4), Posterior Surface (Rx: 5.87, Qx: -3, Ry: 5.87, Qy: -3), Thickness: 3.402, Decentration: 0, Tilt: 0.
- Retina:** Radius: 12, Asphericity: 0, Thickness: 0.25.
- Other:** Axial Length: 23.9255.

Right Panel (70 years):

- Cornea:** Anterior Surface (Rx: 7.87, Qx: -0.18, Ry: 7.87, Qy: -0.18), Posterior Surface (Rx: 6.4, Qx: -0.34, Ry: 6.4, Qy: -0.34), Thickness: 0.574.
- Pupil:** Diameter: 3.02, Decentration: 0, Thickness: 0.25.
- Aqueous:** Anterior Chamber Depth: 2.596.
- Vitreous:** Vitreous Chamber Depth: 15.9235.
- Lens:** Anterior Surface (Rx: 8.64, Qx: -4, Ry: 8.64, Qy: -4), Posterior Surface (Rx: 5.795, Qx: -3, Ry: 5.795, Qy: -3), Thickness: 4.582, Decentration: 0, Tilt: 0.
- Retina:** Radius: 12, Asphericity: 0, Thickness: 0.25.
- Other:** Axial Length: 23.9255.

Both panels include buttons for 'New Simulation', 'Save File', 'Submit >>>', 'Reset', and 'Go to Application Menu >>>'. The 'Edit Refractive Index' button is also present in the Lens section of both panels.

Figura 4.15 – Parâmetros oculares na EyeInterface para as configurações de 20 anos (à esq.) e 70 anos (à dir.).

Non-Sequential Component Editor										
Object Type	Comment	Ref Object	Inside Of	X Position	Y Position	Z Position	Tilt About X	Tilt About Y	Tilt About Z	
1 Biconic L..	CORNEA	0	0	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	
2 Biconic L..	AQUEOUS	0	0	0.0000	0.0000	0.5740	0.0000	0.0000	0.0000	
3 Standard ..	VITREOUS	2	0	0.0000	0.0000	4.6860	0.0000	0.0000	0.0000	
4 Biconic L..	LENS-A	2	2	0.0000	-0.0000	3.0960	-0.0000	0.0000	0.0000	
5 Biconic L..	LENS-P	4	3	0.0000	0.0000	1.5900	0.0000	0.0000	0.0000	
6 Annular V..	IRIS	4	2	0.0000	0.0000	0.0000	180.0000	0.0000	0.0000	
7 Annular V..	CILIARY BODY	5	3	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	
8 Standard ..	RETINA	1	0	0.0000	0.0000	23.6755	0.0000	0.0000	0.0000	
9 Detector ..	PHOTORECEPTORS	8	0	0.0000	0.0000	0.2500	0.0000	0.0000	0.0000	
10 Standard ..	RPE	9	0	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	
11 Detector ..	FOVEA	10	10	0.0000	0.0000	1.0000E-006	0.0000	0.0000	0.0000	
12 Standard ..	CHOROID	10	0	0.0000	0.0000	0.0120	0.0000	0.0000	0.0000	
13 Standard ..	SCLERA EXTERIOR	8	0	0.0000	0.0000	1.5120	0.0000	0.0000	0.0000	

Non-Sequential Component Editor										
Object Type	Material	Par 1 (unused)	Par 2 (unused)	Par 3 (unused)	Par 4 (unused)	Par 5 (unused)	Par 6 (unused)	Par 7 (unused)	Par 8 (unused)	
1 Biconic L..	D_CORNEA	5.5000	0.0000	0.5740			7.8700	7.8700	-0.1800	
2 Biconic L..	D_AQUEOUS	5.5000	0.0000	4.6860			6.4000	6.4000	-0.3400	
3 Standard ..	D_VITREOUS	0.0000	0.0000	9.0000	9.0000	18.4155	-12.0000	0.0000	12.0000	
4 Biconic L..	(grin)	4.5000	0.0000	1.5900			11.5400	11.5400	-4.0000	
5 Biconic L..	(grin)	4.5000	0.0000	1.8120			0.0000	0.0000	0.0000	
6 Annular V..	ABSORB			1.8850	1.8850	1.8850	1.8850	5.5000	5.5000	
7 Annular V..	ABSORB			4.5000	4.5000	4.5000	4.5000	9.0000	9.0000	
8 Standard ..	D_VITREOUS	-12.0000	0.0000	12.0000	12.0000	0.2500	-12.0000	0.0000	12.0000	
9 Detector ..		-12.0000	0.0000	12.0000	0.0000	32	16	0	0	
10 Standard ..	D_VITREOUS	-12.0000	0.0000	12.0000	12.0000	0.0120	-12.0000	0.0000	12.0000	
11 Detector ..		0.5000	0.5000	500	500	1	0	4	0	
12 Standard ..	ABSORB	-12.0000	0.0000	12.0000	12.0000	0.2500	-12.0000	0.0000	12.0000	
13 Standard ..	ABSORB	-13.0000	0.0723	-5.5000	0.0000					

Non-Sequential Component Editor										
Object Type	Par 9 (unused)	Par 10 (unused)	Par 11 (unused)	Par 12 (unused)	Par 13 (unused)	Par 14 (unused)	Par 15 (unused)	Par 16 (unused)	Par 17 (unused)	
1 Biconic L..	-0.1800	6.4000	6.4000	-0.3400	-0.3400					
2 Biconic L..	-0.3400	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000					
3 Standard ..	12.0000									
4 Biconic L..	-4.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000					
5 Biconic L..	0.0000	-5.8700 V	-5.8700 P	-3.0000	-3.0000					
6 Annular V..	5.5000	5.5000	0.2500	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000			
7 Annular V..	9.0000	9.0000	0.5000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000			
8 Standard ..	12.0000									
9 Detector ..	0	0	0.0000	0	0					
10 Standard ..	12.0000									
11 Detector ..	0.0000	0	1	-90.0000	90.0000	-90.0000	90.0000	0	0	
12 Standard ..	12.0000									
13 Standard ..										

Figura 4.16 – LDE referente à configuração do olho de 20 anos no estado não acomodado e diâmetro de pupila mínimo.

Non-Sequential Component Editor										
Object Type	Comment	Ref Object	Inside Of	X Position	Y Position	Z Position	Tilt About X	Tilt About Y	Tilt About Z	
1 Biconic L..	CORNEA	0	0	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	
2 Biconic L..	AQUEOUS	0	0	0.0000	0.0000	0.5740	0.0000	0.0000	0.0000	
3 Standard ..	VITREOUS	2	0	0.0000	0.0000	4.1860	0.0000	0.0000	0.0000	
4 Biconic L..	LENS-A	2	2	0.0000	-0.0000	2.5960	-0.0000	0.0000	0.0000	
5 Biconic L..	LENS-P	4	3	0.0000	0.0000	1.5900	0.0000	0.0000	0.0000	
6 Annular V..	IRIS	4	2	0.0000	0.0000	0.0000	180.0000	0.0000	0.0000	
7 Annular V..	CILIARY BODY	5	3	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	
8 Standard ..	RETINA	1	0	0.0000	0.0000	23.6755	0.0000	0.0000	0.0000	
9 Detector ..	PHOTORECEPTORS	8	0	0.0000	0.0000	0.2500	0.0000	0.0000	0.0000	
10 Standard ..	RPE	9	0	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	
11 Detector ..	FOVEA	10	10	0.0000	0.0000	1.0000E-006	0.0000	0.0000	0.0000	
12 Standard ..	CHOROID	10	0	0.0000	0.0000	0.0120	0.0000	0.0000	0.0000	
13 Standard ..	SCLERA EXTERIOR	8	0	0.0000	0.0000	1.5120	0.0000	0.0000	0.0000	

Non-Sequential Component Editor										
Object Type	Material	Par 1 (unused)	Par 2 (unused)	Par 3 (unused)	Par 4 (unused)	Par 5 (unused)	Par 6 (unused)	Par 7 (unused)	Par 8 (unused)	
1 Biconic L..	D_CORNEA	5.5000	0.0000	0.5740			7.8700	7.8700	-0.1800	
2 Biconic L..	D_AQUEOUS	5.5000	0.0000	4.1860			6.4000	6.4000	-0.3400	
3 Standard ..	D_VITREOUS	0.0000	0.0000	9.0000	9.0000	18.9155	-12.0000	0.0000	12.0000	
4 Biconic L..	(grin)	4.5000	0.0000	1.5900			8.6400	8.6400	-4.0000	
5 Biconic L..	(grin)	4.5000	0.0000	2.9920			0.0000	0.0000	0.0000	
6 Annular V..	ABSORB			1.5100	1.5100	1.5100	1.5100	5.5000	5.5000	
7 Annular V..	ABSORB			4.5000	4.5000	4.5000	4.5000	9.0000	9.0000	
8 Standard ..	D_VITREOUS	-12.0000	0.0000	12.0000	12.0000	0.2500	-12.0000	0.0000	12.0000	
9 Detector ..		-12.0000	0.0000	12.0000	0.0000	32	16	0	0	
10 Standard ..	D_VITREOUS	-12.0000	0.0000	12.0000	12.0000	0.0120	-12.0000	0.0000	12.0000	
11 Detector ..		0.5000	0.5000	500	500	1	0	4	0	
12 Standard ..	ABSORB	-12.0000	0.0000	12.0000	12.0000	0.2500	-12.0000	0.0000	12.0000	
13 Standard ..	ABSORB	-13.0000	0.0723	-5.5000	0.0000					

Non-Sequential Component Editor											
Object Type	Par 9 (unused)	Par 10 (unused)	Par 11 (unused)	Par 12 (unused)	Par 13 (unused)	Par 14 (unused)	Par 15 (unused)	Par 16 (unused)	Par 17 (unused)	Par 18 (unused)	Par 19 (unused)
1 Biconic L..	-0.1800	6.4000	6.4000	-0.3400	-0.3400						
2 Biconic L..	-0.3400	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000						
3 Standard ..	12.0000										
4 Biconic L..	-4.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000						
5 Biconic L..	0.0000	-5.7950	V	-5.7950	F	-3.0000	-3.0000				
6 Annular V..	5.5000	5.5000	0.2500	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000				
7 Annular V..	9.0000	9.0000	0.5000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000				
8 Standard ..	12.0000										
9 Detector ..	0	0	0.0000	0	0						
10 Standard ..	12.0000										
11 Detector ..	0.0000	0	1	-90.0000	90.0000	-90.0000	90.0000	0	0		
12 Standard ..	12.0000										
13 Standard ..											

Figura 4.17 – LDE referente à configuração do olho de 70 anos no estado não acomodado e diâmetro de pupila mínimo.

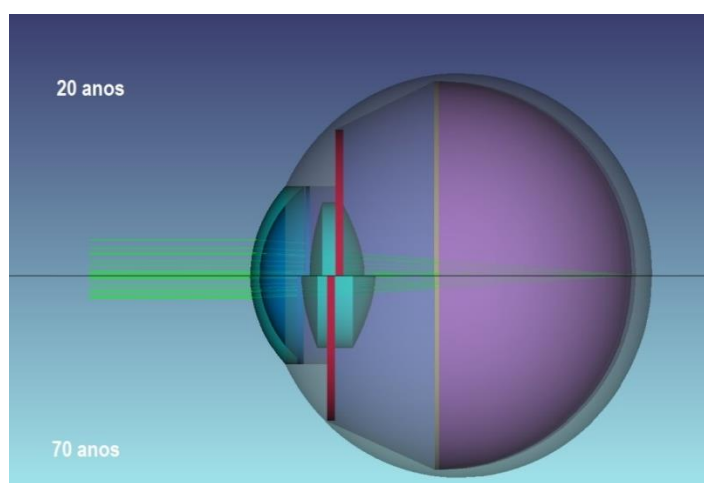


Figura 4.18 – Desenho óptico do olho de 20 anos e 70 anos de idade (*Shaded Model Layout*).

4.3.2 Acomodação e Presbiopia

Testou-se o olho mantendo a idade de 35 anos e uma pupila de 4 mm de diâmetro e variando a distância ao objecto. Testaram-se seis distâncias: infinito, 250 cm, 100 cm, 25 cm, 15 cm e 10 cm.

Uma vez que o simulador contempla os efeitos da presbiopia, foi pretendido, ao colocar o objecto a 10 cm e sabendo que o ponto próximo médio de um olho com esta idade é de 15,32 cm, testar a variação dos parâmetros oculares e qual o seu efeito na desfocagem.

Para tal foi colocada uma fonte pontual nas diversas distâncias, testadas, após submissão dos parâmetros no Zemax. Para simular um ponto no infinito, utilizou-se uma fonte de raios paralelos. O comprimento de onda utilizado foi o de referência, 555 nm.

Os detalhes da zona da retina para quatro das distâncias testadas encontram-se representados na Figura 4.19. Para uma melhor análise das áreas irradiadas, foi obtido o raio RMS para todas as distâncias testadas.

Analisando os valores de raio RMS (gráfico da Figura 4.20) e os detalhes da zona da retina, podemos ver que até que o objecto pontual chegue a uma distância próxima do ponto próximo do olho, a área irradiada é praticamente constante. Podemos ver que esta área é bastante maior para os 10 cm do que para as restantes distâncias, o que se deve à desfocagem resultante da não capacidade de acomodação do olho para distâncias inferiores a 15,32 cm. Esta desfocagem já se faz sentir, ainda que de forma ligeira, para o objecto pontual colocado a 15 cm.

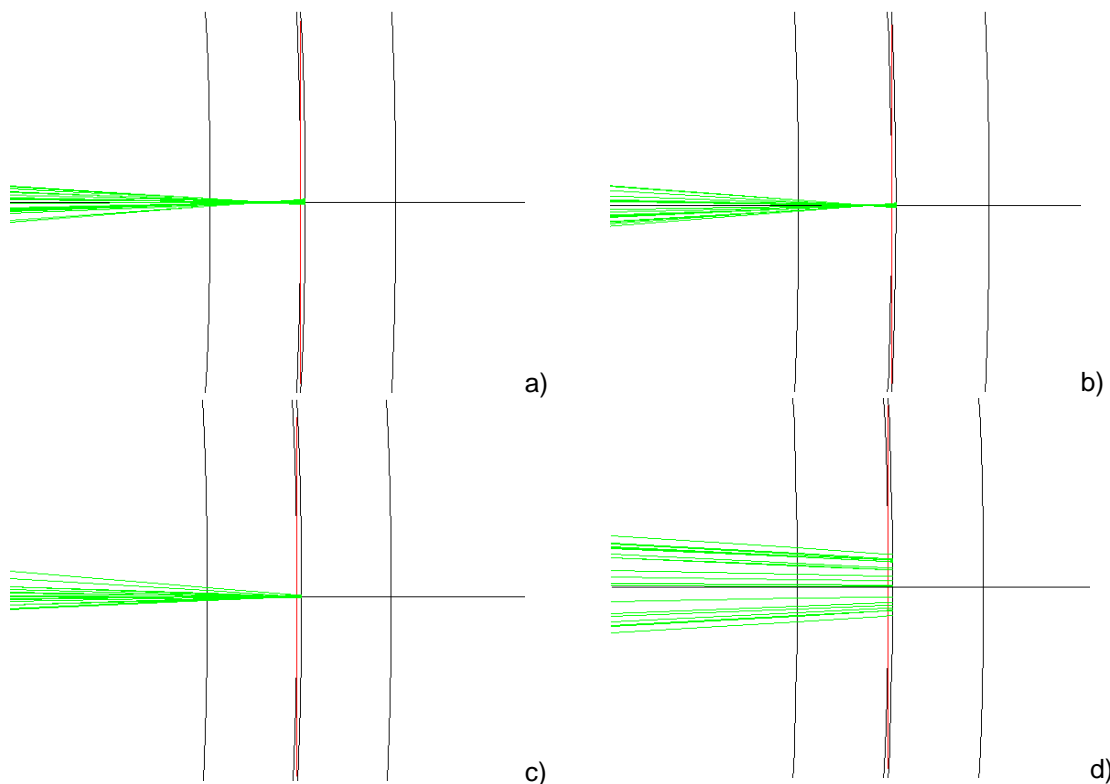


Figura 4.19 – Detalhes das zonas da retina para as distâncias ao objecto testadas: infinito (a), 100 cm (b), 25 cm (c) e 10 cm (d). A largura vertical das imagens corresponde sensivelmente às dimensões da fóvea (1 mm).

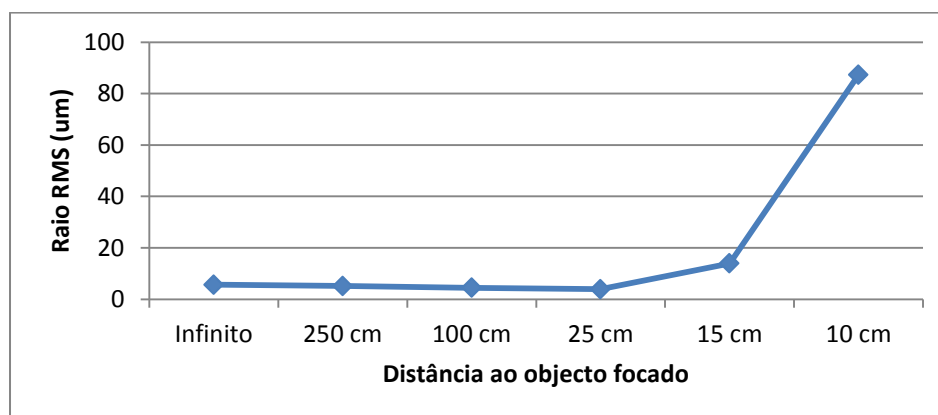


Figura 4.20 – Raio RMS em função da distância ao objecto focado

Os valores de raio RMS aqui apresentados foram obtidos no modo não-sequencial do Zemax, através do operador NSDD no ecrã de *Merit Function*, e não podem ser numericamente comparados com os obtidos no modo sequencial, apresentados no terceiro capítulo da dissertação, por representarem diferentes medidas. Enquanto no modo sequencial, o raio RMS depende da resolução da matriz de raios, padrão de raios e ponto de referência, o modo não sequencial utiliza a largura efectiva do feixe, sendo que aqui a matriz dos raios irradiados é aleatória, seguindo uma distribuição gaussiana, bem como o peso ou factor de ponderação de cada raio proveniente dessa mesma matriz [74].

Estruturalmente, o olho apresenta como esperado as alterações observadas com a acomodação, saltando à vista entre os estados relaxado e totalmente acomodado o aumento da espessura cristalino e da curvatura da superfície anterior, o que pode ser verificado no esquema da Figura 4.21.

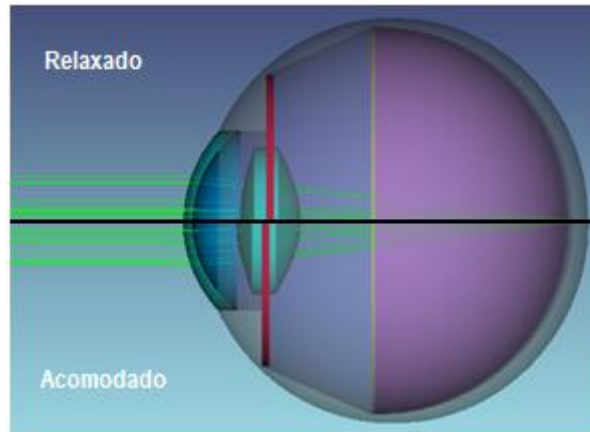


Figura 4.21 – Olho de 35 anos nos estados relaxado e totalmente acomodado

4.3.3 Níveis de iluminação

Nesta secção pretende-se mostrar como varia o desempenho óptico em função do nível de iluminação. Assim definiu-se um olho com idade de 35 anos fixando um objecto no infinito para diferentes tamanhos de pupila: 3, 4, 6 mm. Para simular um objecto no infinito utilizou-se uma fonte de perfil Gaussiano com raios paralelos. Foram obtidos os raios RMS, que podem ser observados e comparados aos valores dos raios RMS e de disco de Airy obtidos em modo sequencial, no gráfico da Figura 4.22.

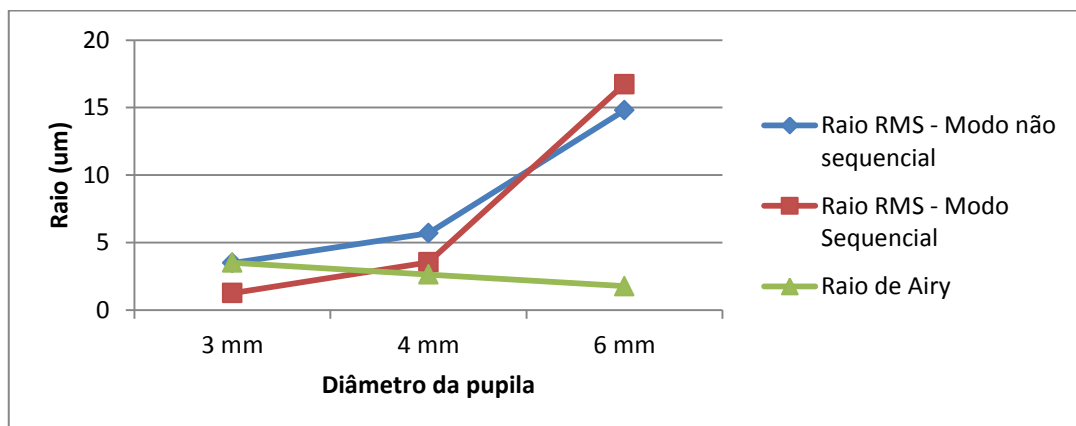


Figura 4.22 – Raios RMS (modo sequencial e não-sequencial) e do disco de Airy.

Como foi discutido na subsecção anterior, os raios RMS não podem ser numericamente comparados, no entanto podemos verificar que a tendência observada nos dois modos é praticamente a mesma. Em relação ao valor de raio RMS não sequencial observado para a pupila de 3 mm, pode verificar-se que se encontra bastante próximo ao do disco de Airy, sendo naturalmente superior, ainda que muito ligeiramente.

4.3.4 Replicação do modelo de Liou e Brennan

De forma a demonstrar as capacidades de customização oferecidas pelo *dEYEnamic*, foi replicado o modelo de Liou e Brennan [3] através do sistema desenvolvido. Os parâmetros do modelo óptico encontram-se na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Parâmetros das superfícies componentes do modelo de Liou e Brennan

Superfície	Nome	Raio de curvatura (mm)	Índice de refração	Espessura (mm)	Constante cônica
1	Córnea anterior	7.77	1.376	0.55	-0.18
2	Córnea posterior	6.4	1.336	3.05	-0.6
3	Pupila	∞	1.336	0	0
4	Cristalino anterior	12.4	Grad A ^{*1}	1.59	-0.94
5	Equador	∞	Grad P ^{*2}	2.43	0
6	Cristalino posterior	-8.1	1.336	16.40398	0.96
7	Retina	-12,4 ^{*3}			

*¹ Grad A = $1,368 + 0,049057*Z - 0,015427*Z^2 - 0,001978*(X^2 + Y^2)$

*² Grad P = $1,407 - 0,006605*Z^2 - 0,001978*(X^2 + Y^2)$

*³ O valor do raio de curvatura da retina não é fornecido pelos autores, no entanto é adoptado o valor de 12,4 mm.

Os valores foram então introduzidos na EyeInterface, da forma demonstrada na Figura 4.23. Para a definição do GRIN, foi utilizada a interface LensIndexInterface, tal como mostra a Figura 4.24. Uma vez submetidos os parâmetros oculares, o modelo foi alterado em concordância, sendo que o desenho óptico pode ser observado na Figura 4.25. Na Figura 4.24 pode ainda ser visto como são escritos no menu Object Properties os parâmetros da distribuição do índice de refração do cristalino.

The screenshot shows the EyeInterface2 software window. It contains several sections for inputting optical parameters:

- Cornea:**
 - Anterior Surface: Rx = 7.77, Qx = -0.18, Ry = 7.77, Qy = -0.18
 - Posterior Surface: Rx = 6.4, Qx = -0.6, Ry = 6.4, Qy = -0.6
 - Thickness = 0.55
- Pupil:**
 - Diameter = 3.395
 - Decentration = 0.5
 - Thickness = 0
- Aqueous:**
 - Anterior Chamber Depth = 3.05
- Vitreous:**
 - Vitreous Chamber Depth = 16.404
- Lens:**
 - Anterior Surface: Rx = 12.4, Qx = -0.94, Ry = 12.4, Qy = -0.94
 - Posterior Surface: Rx = 8.1, Qx = 0.96, Ry = 8.1, Qy = 0.96
 - Thickness = 4.02
 - Decentration = 0
 - Tilt = 0
- Retina:**
 - Radius = 12.4
 - Asphericity = 0
 - Thickness = 0
- Other:**
 - Axial Length = 24.02398

Buttons include 'New Simulation', 'Save File', 'Submit >>>', 'Go to Application Menu >>>', 'Reset', and 'Edit Refractive Index'.

Figura 4.23 – EyeInterface com os parâmetros do modelo de Liou e Brennan.

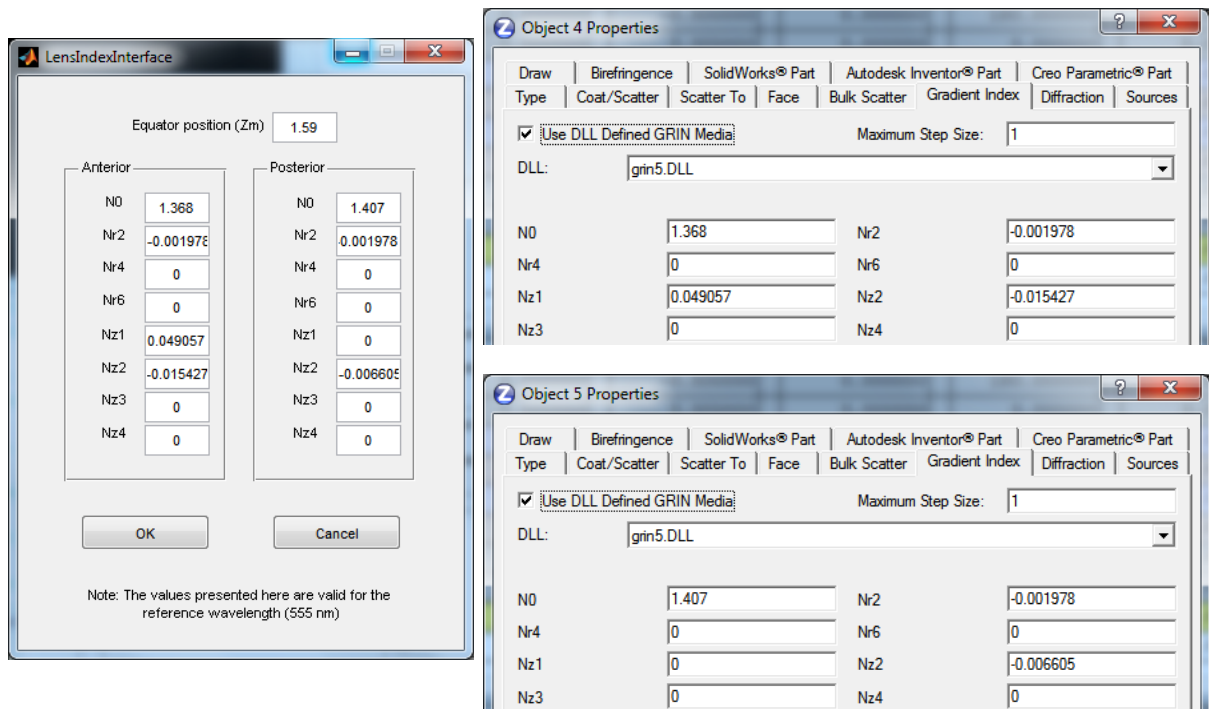


Figura 4.24 – Os coeficientes que determinam a distribuição GRIN do cristalino na interface do *dEYEnamic* (LensIndexInterface, à esq.) e na interface do Zemax (separador Gradient Index do menu Object Properties, à dir.)

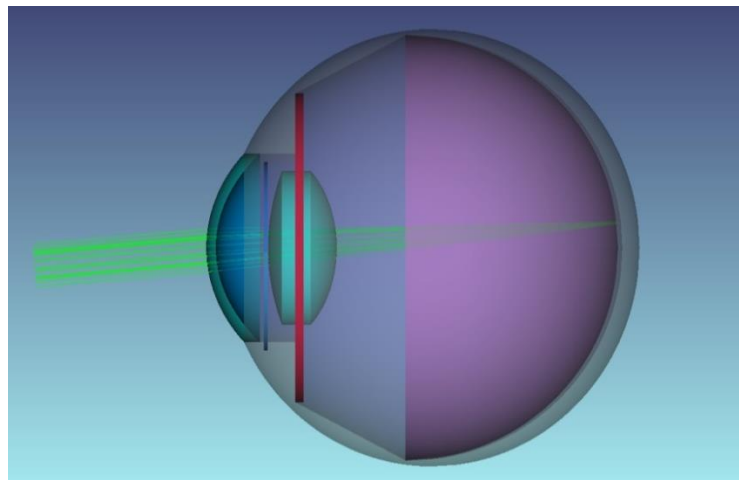


Figura 4.25 – Esquema do desenho óptico obtido para o modelo óptico de Liou e Brennan

Como é objectivo, o desenho óptico mantém a sua integridade e as alterações dos parâmetros são garantidas pelo *dEYEnamic*, permitindo-nos concluir que a capacidade de customização de modelos oculares por parte do sistema desenvolvido está assegurada.

5 Aplicação

Neste capítulo apresenta-se uma das possíveis aplicações para o modelo ocular construído com o *software dEYEnamic*. Pretende-se, com esta aplicação, demonstrar algumas das capacidades que o programa desenvolvido oferece para estudos com diferentes fontes de luz, e torná-la numa plataforma de lançamento para a criação de novos módulos aplicativos.

5.1 Laser Interface

Esta aplicação consistiu na criação de um módulo para irradiação do olho com um laser, tendo esta sido uma das aplicações a motivar a construção deste simulador. Pretende-se facilitar a inserção de parâmetros relativos a um laser de perfil gaussiano e fazer irradiar no modelo ocular construído, o feixe proveniente desse laser. O utilizador poderá não só parametrizar o laser, mas também a fóvea e as condições do traçado de raios. Como resultado, a matriz de irradiâncias no detector que representa a fóvea é mostrado, bem como alguns parâmetros relevantes à análise de resultados.

5.1.1 Principais funções desenvolvidas e princípios de funcionamento

Para representar o laser, foi escolhido o componente *Source Gaussian* do Zemax NSC. O componente tem como parâmetros os descritos na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 – Parâmetros do componente *Source Gaussian*

Parâmetro	Descrição
Layout rays	Número de raios representados no desenho
Analysis rays	Número de raios a simular
Power	Potência total da fonte
Wavenumber	Número associado ao comprimento de onda no editor de comprimentos de onda
Color	Cor dos raios representados no desenho
Beam size	Raio do feixe nos pontos em que a intensidade do feixe é $I_{\text{máx}}/e^2$
Position	Distância do plano de saída do feixe ao ponto do qual aparentam sair os raios provenientes da fonte. Caso o feixe seja colimado, esta distância é zero.

Para permitir ao utilizador uma fácil parametrização do laser desejado, é necessário que estes parâmetros sejam associados aos comumente utilizados pelos fabricantes para definir um laser: potência, diâmetro do feixe, divergência e comprimento de onda. Para além disso pretende-se que o utilizador insira a distância a que o laser se encontra da primeira superfície do olho, bem como os ângulos sagital e transversal que fazem com ele, ao invés de inserir a posição no referencial cartesiano oferecido pelo Zemax. Também se pretende que o utilizador possa controlar as dimensões da fóvea e o número de pixéis.

Para satisfazer estes requisitos foram desenvolvidas duas funções que permitem a transformação dos parâmetros a inserir pelo utilizador nos parâmetros do componente utilizado e vice-versa: *LaserAppDataToObject* e *ObjectToLaserAppData* respectivamente.

A função *LaserAppDataToObject* transforma os parâmetros do laser e da fóvea, definidos pelo utilizador em parâmetros Zemax, actualizando a estrutura *Object*. Uma vez que um dos parâmetros do laser é o comprimento de onda, e o olho está parametrizado para um comprimento de onda de referência de 555 nm, a função *GrinChromaticDispersion* está embutida na *LaserAppDataToObject*. Assim, esta invoca a estrutura *Eye* que contém a informação relativa ao índice de refração do cristalino (definido para o comprimento de onda de referência) e ajusta este índice ao comprimento de onda escolhido. As mudanças no índice de refração do cristalino apenas são registadas na estrutura *Object* a ser exportada para o Zemax.

Quanto à função *ObjectToLaserAppData*, ela apenas traduz a informação importada do Zemax para os parâmetros do laser e da fóvea.

5.1.2 Interface

Nesta secção apresenta-se o funcionamento do módulo aplicacional numa perspectiva de fluxo de trabalho. O fluxograma referente a ele encontra-se representado no diagrama da Figura 5.1.

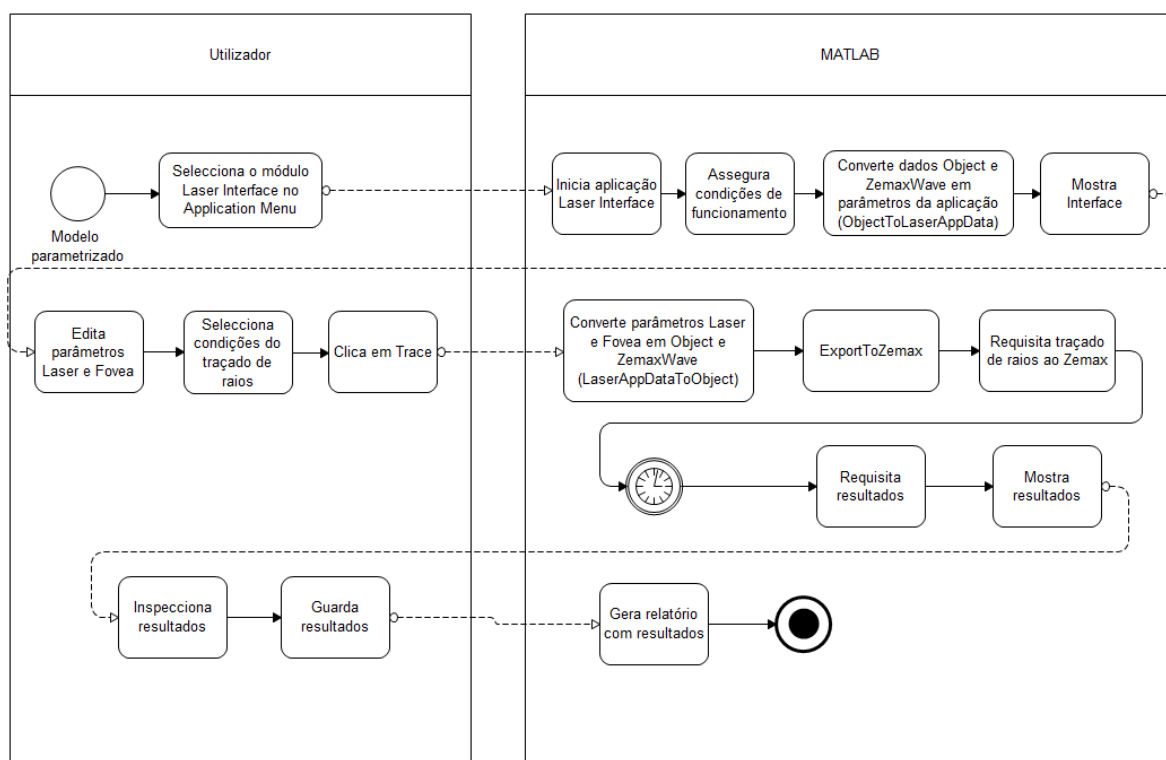


Figura 5.1 – Fluxograma referente ao módulo aplicacional *Laser Interface*

O utilizador começa por escolher, no ecrã de selecção de módulos aplicacionais, a opção “Laser Interface”. Ao clicar OK, a aplicação é iniciada e a primeira coisa que faz é assegurar as suas condições de funcionamento. O procedimento está representado na Figura 5.2.

Para o módulo funcionar correctamente, deve haver a presença do componente do tipo *Source Gaussian* no Zemax, sendo que este deve ter o nome *LASER_EYE_SAFE*. Para além disso, este deve constar na estrutura *Object*.

Caso o componente *LASER_EYE_SAFE* conste, nos casos em que não é a primeira vez que o ficheiro Zemax é utilizado neste módulo de aplicação, o MATLAB identifica a sua posição no desenho óptico e as condições de funcionamento estão asseguradas.

Caso não conste, o componente é inserido no Zemax na penúltima posição do desenho óptico, através da função *zInsertObject*. Por esta razão, a última componente do ficheiro Zemax deve ser um *Null Object* (objecto em branco). O componente inserido é então parametrizado com os valores iniciais através das funções *zSetNSCObject* e *zSetNSCParameter*. Os dados ficam imediatamente visíveis no LDE através da função *zPushLens*. A estrutura *Object* é então actualizada pois os dados do Zemax são novamente importados (função *ImportFromZemax*).

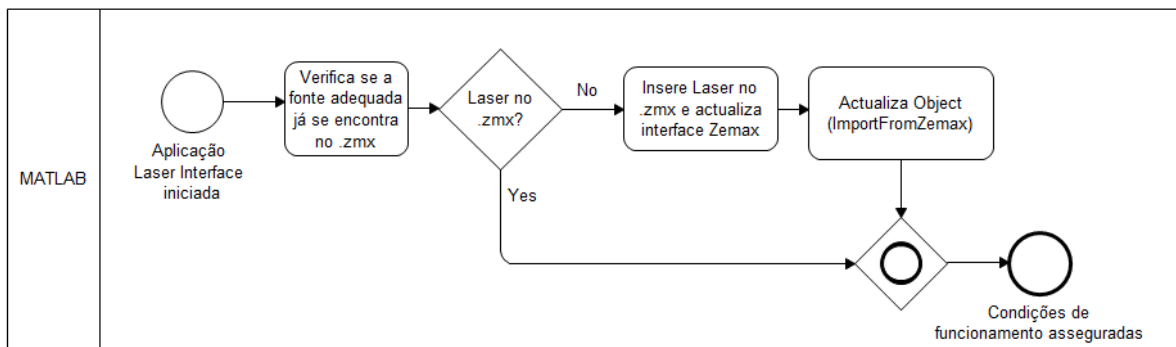


Figura 5.2 – Fluxograma da Verificação/Criação de condições de funcionamento do módulo aplicacional.

Estando asseguradas as condições de funcionamento, os parâmetros da estrutura Object são convertidos nos parâmetros do laser e da fóvea. De seguida, estes e outros parâmetros são mostrados ao utilizador na interface referente ao módulo, representada na Figura 5.3.

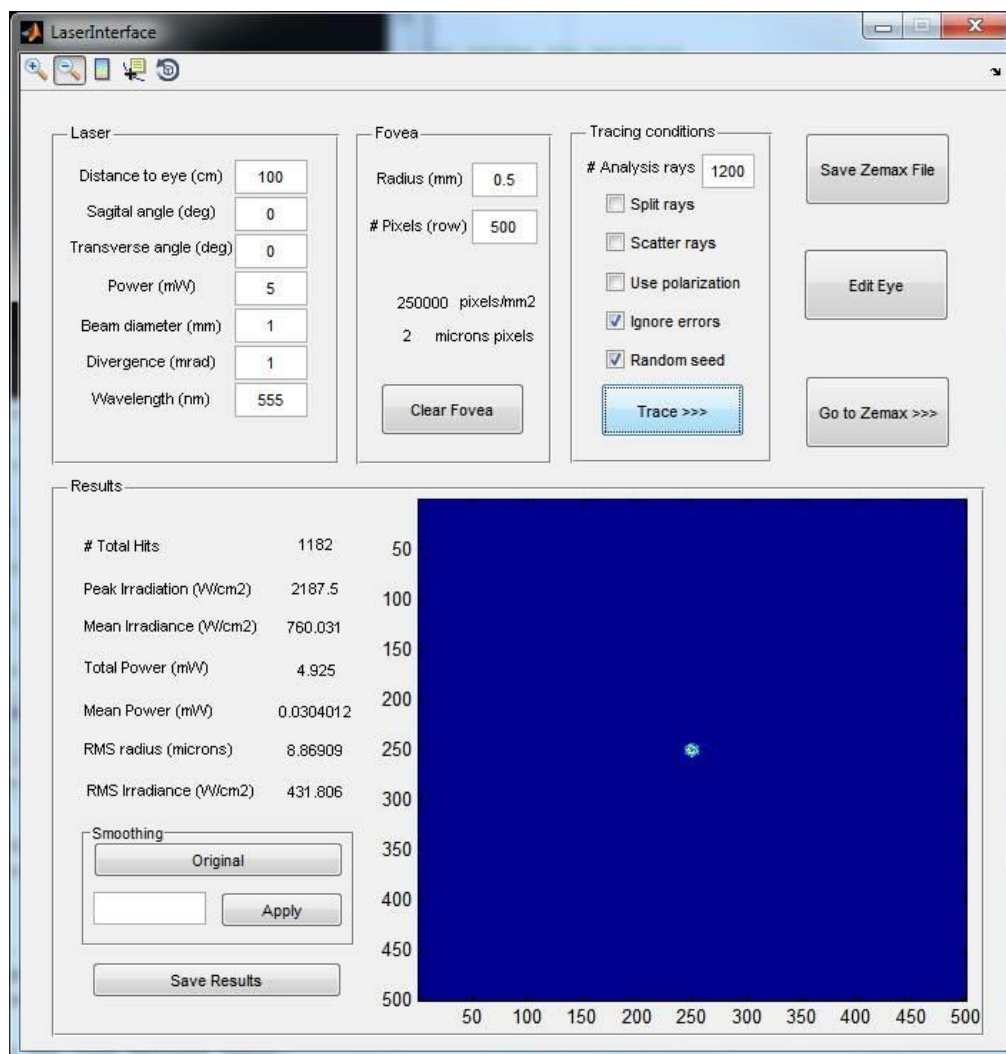


Figura 5.3 – Laser Interface

A interface está dividida em quatro painéis referentes a laser, fóvea, condições do traçado de raios e resultados.

No painel “Laser”, o utilizador poderá inserir a posição do laser relativamente ao vértice da superfície anterior da córnea, seleccionando a distância em cm, o ângulo horizontal e o ângulo vertical, em graus. Também pode inserir a potência, em mW, o diâmetro, em mm, a divergência, em mrad, e o comprimento de onda do feixe, em nm.

No painel “Fovea”, o utilizador pode definir o raio da fóvea, que corresponde à meia largura do detector, bem como o número de pixéis numa fila dessa largura. Os parâmetros são utilizados para calcular a concentração de pixéis por mm² e a dimensão do pixel em µm. Por defeito, os valores são os referidos na secção 4.1, referente ao desenho óptico. Neste painel encontra-se também o botão ‘Clear Fovea’ cuja explicação é feita mais tarde.

Uma vez definidos os parâmetros do laser e da fóvea, o utilizador pode optar por ir para o Zemax, a fim de prosseguir a simulação nesse ambiente, e nessa hipótese terá de clicar em ‘Go to Zemax’ para que os parâmetros sejam submetidos no Zemax, através das funções *LaserAppDataToObject* e *ExportToZemax*. À semelhança do botão ‘Submit’ na EyeInterface, a janela do Zemax é maximizada.

Caso o utilizador pretenda simular o traçado de raios na Laser Interface, tem à sua disposição o painel ‘Tracing Conditions’. Neste painel, o utilizador insere o número de raios provenientes da fonte de luz, bem como as condições oferecidas pelo Zemax para efectuar o traçado, cuja explicação remetemos para o manual do Zemax [74].

Ao clicar em ‘Trace’, o MATLAB submete os parâmetros introduzidos pelo utilizador relativos a laser e fóvea no Zemax (funções *LaserAppDataToObject* e *ExportToZemax*) e requisita o traçado de raios nas condições escolhidas através da função *zNSCTrace*. Se o Zemax terminar com sucesso, o MATLAB recebe a resposta de sucesso e requisita-lhe os resultados da simulação. Caso o tempo que o MATLAB dá ao Zemax para terminar o traçado de raios e devolver resposta se esgote, o utilizador é notificado para que proceda ao aumento deste tempo (variável global Timeout, ver secção 4.4.2).

Desde que o utilizador clica em ‘Trace’ até os resultados serem mostrados na interface, o utilizador é informado de que a simulação está a decorrer.

Caso o utilizador pretenda proceder com nova simulação, deve ter em conta se pretende preservar a informação acumulada no detector *FOVEA*. Caso pretenda apagar esta informação, tem ao dispor o botão ‘Clear Fovea’. O botão invoca um comando que assegura a limpeza do detector no Zemax e o mapa de irradiâncias (no painel “Results”) fica a verde.

No painel “Results” são então mostrados os resultados: a matriz de irradiâncias, requisitada pelo MATLAB pela função *zNSCDetectorMatrix*, e os parâmetros da Tabela 5.2, requisitados pela função *zNSCDetectorData*.



Tabela 5.2 – Parâmetros resultantes da simulação de irradiação do laser no detector FOVEA



Parâmetro	Descrição	Unidades
# Total Hits	Número de raios que chegam ao detector <i>FOVEA</i> .	N/A
Peak Irradiance	Irradiância máxima observada no detector <i>FOVEA</i> .	W/cm ²
Mean Irradiance	Irradiância média nos pixéis que são atingidos por raios, ou seja, cuja irradiância é não nula.	W/cm ²
Total Power	Potência total observada no detector.	mW
Mean Power	Potência média nos pixéis que são atingidos por raios.	mW
RMS Radius	Raio da zona cuja irradiância é ...	µm
RMS Irradiance	Irradiância na zona de raio RMS	W/cm ²

Para analisar o mapa de irradiâncias, o utilizador pode contar com uma barra de ferramentas (atributo do MATLAB GUI) no canto superior esquerdo da interface (Figura 5.4).



Figura 5.4 – Barra de ferramentas Laser Interface

- O botão  permite a ampliação da zona pretendida;
- O botão  permite a redução da ampliação;

- O botão  posiciona uma barra de cor ao lado do mapa de irradiâncias;
- O botão  permite identificar o valor de cada pixel associado à sua coordenada.

Dentro do painel 'Results', o utilizador pode aplicar um filtro à imagem do mapa de irradiâncias para ter uma ideia melhor da distribuição de irradiâncias na realidade sem ter de recorrer a simulações demasiado prolongadas. O filtro comporta-se à semelhança do *smoothing* no Zemax. O utilizador continua a ter a possibilidade de voltar a ver o mapa original através do botão 'Original'.

Ao clicar em 'Save Results' o MATLAB elabora um relatório com os dados obtidos, o qual pode ser salvo pelo utilizador com o nome e na pasta pretendidos.

Na Laser Interface, o utilizador pode contar ainda com os botões:

- 'Edit Eye', que permite a edição dos parâmetros oculares remetendo o utilizador para a EyeInterface;
- 'Save Zemax File', que permite ao utilizador gravar o ficheiro Zemax, à semelhança do botão 'Save File' da EyeInterface. O facto de se guardar o ficheiro desta forma assegura que o programa *dEYEnamic* possa reutilizá-lo, uma vez que os parâmetros são guardados para o comprimento de onda de referência.

6 Conclusões e Perspectivas Futuras

6.1 Conclusões

Foi desenvolvida uma ferramenta computacional que permite a investigadores, clínicos e engenheiros modelar o olho humano de acordo com os seus parâmetros, através de uma interface simples e intuitiva.

O simulador baseia-se no modelo óptico de Dubbelman, que contempla as alterações biométricas e ópticas do olho humano em função da idade e do estado de acomodação.

Uma vez que o modelo não contempla os efeitos da dispersão cromática, foi utilizada a metodologia apresentada por Atchison e Smith para obter os coeficientes de dispersão dos meios oculares e com base neles, criado um catálogo de materiais Zemax e uma função (*GrinChromaticDispersion*) que permite simular de forma apropriada a aberração cromática longitudinal no olho humano.

Para além das alterações incluídas no modelo óptico base utilizado, o simulador contempla ainda duas características importantes do olho humano considerado saudável, dependentes da idade: a presbiopia, limitando a capacidade de acomodação do modelo, e a miose senil, limitando inferior e superiormente o diâmetro da pupila em função da idade.

O simulador permite também ao utilizador a customização dos parâmetros oculares relativos às superfícies refractivas e retina, bem como às distâncias entre elas. Para além disso, a estrutura interna do cristalino pode ser modelada com recurso a uma distribuição GRIN quadrática, utilizada pela maioria dos modelos oculares ópticos de referência [4, 3, 33]. Esta característica permite que o utilizador possa, com base no simulador, replicar as condições de funcionamento de qualquer um destes modelos, como se mostrou para o caso do modelo de Liou e Brennan. A inclusão desta característica foi possível graças ao desenvolvimento de duas funções de comunicação MATLAB-Zemax: *zGetNSCProperty* e *zSetNSCProperty*. Estas funções, construídas ao estilo da *toolbox* MZDDE, permitem obter e modificar os dados editáveis, de qualquer componente NSC, que constem no menu Object Properties do modo não-sequencial do Zemax.

O facto de o programa desenvolvido permitir a parametrização de superfícies bicónicas, faz com que se possa simular a grande maioria dos erros refractivos: miopia, hipermetropia e astigmatismo regular. Isto permite que, conhecendo os parâmetros oculares de um indivíduo, possa ser obtido e analisado, de forma aproximada, o seu desempenho óptico.

O *dEYEnamic* permite também que parametrizações anteriormente feitas com base nele, sejam sempre reutilizáveis permitindo ao utilizador desenvolver as modificações e levar a cabo os mais variados estudos baseando-se sempre no mesmo ficheiro.

Sobre a extensibilidade da ferramenta desenvolvida, resta dizer que o princípio de funcionamento e a opção de organização do programa por módulos, permite a construção de módulos aplicativos bastante específicos, tendo como base a parametrização ocular definida inicialmente. Como exemplo, foi desenvolvido o módulo Laser Interface, que para além, de mostrar os resultados obtidos em Zemax, permite também aliar as capacidades de análise do Zemax. Desta forma, o utilizador pode extrair a informação que realmente lhe interessa analisar de forma directa e objectiva, sendo que o conjunto de funções MZDDE apresenta um grande potencial neste domínio.

Podemos desta forma concluir que os objectivos do trabalho foram cumpridos e que o *dEYEnamic* pode constituir o início de uma plataforma com enorme capacidade de expansão e inúmeras possibilidades de uso.

6.2 Perspectivas futuras

Neste momento, o programa desenvolvido já se encontra em fase de expansão para o modo sequencial do Zemax, o que vai permitir, a curto prazo, a escolha entre os dois modos de

funcionamento do Zemax e, num prazo mais alargado, o uso dos dois modos em simultâneo. A complementaridade dos dois modos do Zemax trará uma grande expansibilidade ao simulador e permitirá a obtenção de resultados que permitem descrever de forma mais completa o funcionamento do olho humano.

Para além disso, o programa já deu origem ao desenvolvimento de um módulo aplicacional para aperfeiçoamento da focagem do sistema óptico.

Nesta secção, apresentam-se alguns dos possíveis desenvolvimentos futuros, bem como algumas sugestões de melhoria.

Fontes de luz policromáticas

O facto de o índice de refração do cristalino estar apenas definido para um comprimento de onda, impede neste momento o utilizador de testar fontes policromáticas de luz. Esta é uma situação cuja solução passa pela criação de Dynamic Link-Libraries (DLLs) compatíveis com o Zemax e que tornem o índice de refração do cristalino dinâmico, dependente do comprimento de luz do raio que o atravessa, à semelhança do que acontece para o modo sequencial do Zemax [74].

Dispersão (*scattering*) e Transmitância

A transmitância de luz através do olho diminui com a idade e isso deve-se praticamente ao aumento da absorção e retro-dispersão no cristalino. A perda de luz é mais significativa para comprimentos de onda menores comparativamente aos comprimentos de onda maiores [83]. A dispersão (*scattering*) também aumenta com idade [84].

Uma vez que as funções desenvolvidas durante este trabalho *zGetNSCProperty* e *zSetNSCProperty* permitem a definição do comportamento dos componentes relativamente à dispersão (*scattering*), está aberta a porta ao desenvolvimento do simulador no sentido de ter em conta estas importantes características e poder simular o seu efeito no desempenho óptico do olho humano.

Uma das implicações e áreas de estudo actualmente a serem exploradas é o efeito da dispersão (*scattering*) na retina, sendo que a discriminação das camadas opticamente mais relevantes da retina deve ser tida em conta.

Modelação da estrutura interna do cristalino e da aberração esférica em função da acomodação e da idade

O modelo base implementado no simulador utiliza um índice de refração uniforme equivalente para o cristalino. Uma das características deste tipo de modelos é um valor de aberração esférica um pouco maior do que o verificado nos olhos reais e do que o reproduzido por modelos que utilizam uma distribuição GRIN no cristalino. Para além disso, a evolução da aberração esférica com a idade apresentada pelo modelo de Dubbelman não corresponde à verificada em olhos reais.

Logo, uma das possíveis características a incluir no simulador é a definição de uma estrutura interna GRIN dependente do nível de acomodação e idade e simule de forma mais aproximada do real os valores de aberração esférica e as suas tendências. O modelo adaptativo de Goncharov [33] é considerado pelos investigadores da área um bom ponto de partida neste sentido [65].

Efeito de Stiles-Crawford

Como mencionado no segundo capítulo desta dissertação, cada fotorreceptor na retina actua como um guia de onda individual. Dentro dos detectores disponibilizados pelo Zemax NSC, o detector rectangular (utilizado neste trabalho para representar a fóvea) permite a simulação de fotorreceptores que se comportam desta forma, bem como a importação dos seus dados por parte do MATLAB.

Assim, a modelação de uma retina construída com detectores rectangulares traria a possibilidade de definir um angulo de aceitação reduzido para os mesmos, bem como o ângulo da sua orientação. Esta possibilidade permitirá levar a cabo estudos relativamente ao efeito de Stiles-

Crawford, bem como a importação e tratamento dos resultados obtidos em toda a extensão da retina por parte do MATLAB.

Estudo de modelos personalizados

O modo não-sequencial do Zemax permite a utilização de componentes com uma superfície do tipo Zernike. O uso de componentes deste tipo seria de grande relevância para a possibilidade de obter modelos totalmente personalizados, uma vez que actualmente é possível obter topografia de ambas superfícies da córnea, bem como o mapa de frente de onda na retina, ambos caracterizados por polinómios de Zernike.

A criação de um módulo desta complexidade necessita de uma interacção com os dois modos de funcionamento do Zemax, uma vez que as capacidades de optimização para a criação de modelos deste tipo se encontram do lado do modo sequencial.

Correcção de aberrações oculares

Um dos possíveis módulos aplicacionais a ser desenvolvido no âmbito deste projecto baseia-se na possibilidade de análise do efeito da correcção de aberrações oculares, sejam erros refractivos ou aberrações de ordem superior, seja através do uso de lentes de contacto, intra-oculares ou de óculos, ou do recurso à cirurgia refractiva.

Vários estudos com diversas fontes de luz

Da mesma forma que facilmente se constrói um módulo para um laser irradiar o olho humano, outros tipos de fontes de luz ou conjuntos de fontes de luz podem ser simulados e constituir novos módulos de investigação.

O trabalho desenvolvido deu origem à apresentação de um *poster* científico intitulado *Simulador dinâmico do olho humano*, apresentado na 18ª Conferência Nacional de Física/22º Encontro Ibérico para o Ensino da Física que decorreu nos dias 6 a 8 de Setembro de 2012. O artigo correspondente pode ser encontrado no *Apêndice F*.

7 Bibliografia

- [1] A. Gullstrand, Appendix II in von Helmholtz Handbuch der Physiologischen Optik, Volume 1, Optical Society of America, 1909.
- [2] I. Escudero-Sanz e R. Navarro, "Off-axis aberrations of a wide-angle schematic eye model," *J. Opt. Soc. Am.*, vol. 16(8), pp. 1881-1891, 1999.
- [3] H. L. Liou e N. A. Brennan, "Anatomically accurate, finite model eye for optical modelling," *J. Opt. Soc. Am.*, vol. 14(8), pp. 1684-1695, 1997.
- [4] D. A. Atchison, "Optical models for human miopic eyes," *Vision Res.*, vol. 46(14), pp. 2236-2250, 2006.
- [5] Wikipedia, "Shack–Hartmann wavefront sensor," 14 Setembro 2012. [Online]. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Shack%E2%80%93Hartmann_wavefront_sensor. [Acedido em 26 Fevereiro 2013].
- [6] Oculus, "The Pentacam: The Gold Standard in Anterior Segment Tomography," 2012. [Online]. Available: <http://www.pentacam.com/sites/index.php>. [Acedido em 26 Fevereiro 2013].
- [7] Radiant Zemax, "Zemax," 2012. [Online]. Available: <http://www.radiantzemax.com/en/design/>.
- [8] Nuclear Energy Agency, "PENELOPE," 2012. [Online]. Available: <http://www.oecd-neo.org/dbprog/courses/peneloperef.html>.
- [9] CERN, "Geant4," 2012. [Online]. Available: <http://www.geant4.org/geant4/>.
- [10] Breault Research, "ASAP," 2012. [Online]. Available: <http://www.breault.com/software/asap-overview.php>.
- [11] Wikipedia, "Monte Carlo method," 2012. [Online]. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Monte_Carlo_method.
- [12] W. Donnelly III, "The Advanced Human Eye Model (AHM): A Personal Binocular Eye Modeling System Inclusive of Refraction, Diffraction, and Scatter," *J Refract Surg*, vol. 24, pp. 976-983, 2008.
- [13] Virtual Medical Centre, "Anatomy of the eye," 2011. [Online]. Available: <http://www.virtualmedicalcentre.com/anatomy/the-eye-and-vision/28>.
- [14] R. Seeley, T. Stephens e P. Tate, *Anatomia & Fisiologia, Lusodidacta*, 2001.
- [15] D. Atchison e G. Smith, *Optics of the human eye*, Butterworth-Heinemann, 2000.
- [16] R. Navarro, "The Optical Design of the Human Eye: a Critical Review," *J Optom*, vol. 2, pp. 3-18, 2009.
- [17] M. Dubbelman, V. A. D. P. Sicam e G. L. Van der Heijde, "The shape of the anterior and posterior surface of the aging human cornea," *Vision Research*, vol. 46, pp. 993-1001, 2006.
- [18] P. Kaufman e A. Alm, *Adler's Physiology of the Eye*, Mosby, 2003.
- [19] S. Polyak, *The retina*, Chicago: University of Chicago Press, 1941.
- [20] M. Bass, C. M. DeCusatis, J. M. Enoch, V. Lakshminarayanan, G. Li, C. MacDonald, V. N. Mahajan e E. Van Stryland, *Handbook of Optics, Volume III - Vision and Vision Optics*, McGraw-Hill, 2009.
- [21] R. Navarro, F. Palos e L. M. González, "Adaptive model of the gradient index of the human lens. II. Optics of the accommodating aging lens," *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 24, n.º 9, pp. 2911-2920, 2007.
- [22] T. Kirschkamp, M. Dunne e J. Barry, "Phakometric measurement of ocular surface radii of curvature, axial separations and alignment in relaxed and accommodated human eyes," *Ophthalm. Physiol. Opt.*, vol. 24, pp. 65-73, 2004.

- [23] M. T. Sheehan, *Eye modelling for personalised intraocular lens design*, 2012.
- [24] H. Gross, F. Blechinger e B. Aichtner, "Human Eye," em *Handbook of Optical Systems: Vol. 4 Survey of Optical Instruments*, Weinheim, Wiley-VCH, 2008, pp. 1-88.
- [25] Eagle Eye Centre, "Lasik & Refractive Surgery," [Online]. Available: <http://www.eagleeyecentre.com.sg/lasik.html>. [Acedido em 26 Fevereiro 2013].
- [26] C. C. Suart, "SENAC: Como definir Astigmatismo?," 2012. [Online]. Available: <http://www.centro.otico.com.br/component/content/article/88-artigo/411-senac-como-definir-astigmatismo.html>. [Acedido em Novembro 2012].
- [27] Wikipedia, "Aberrations of the eye," 6 Fevereiro 2013. [Online]. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Aberrations_of_the_eye. [Acedido em 28 Fevereiro 2013].
- [28] V. Sacek, "Monochromatic eye aberrations," 2006. [Online]. Available: http://www.telescope-optics.net/monochromatic_eye_aberrations.htm.
- [29] J. Wang, T. R. Candy, D. F. W. Teel e R. J. Jacobs, "Longitudinal chromatic aberration of the human infant eye," *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 25, pp. 2263-2270, 2008.
- [30] M. S. Almeida e L. A. Carvalho, "Different Schematic Eye and their Accuracy to the in vivo Eye: A quantitative Comparison Study," *Brazilian Journal of Physics*, vol. 37, n.º 2A, pp. 378-386, 2007.
- [31] E. Hecht, *Óptica*, 2ª ed., Addison Wesley Longman, 1998.
- [32] J. C. He, S. A. Burns e S. Marcos, "Monochromatic aberrations in the accommodated human eye," *Vision research*, vol. 40, pp. 41-48, 2000.
- [33] A. V. Goncharov e C. Dainty, "Wide-field schematic eye models with gradient-index lens," *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 24(8), pp. 2157-2174, 2007.
- [34] D. A. Atchison, E. L. Markwell, S. Kasthurirangan, J. M. Pope, G. Smith e P. G. Swann, "Age-related changes in optical and biometric characteristics of emmetropic eyes," *Journal of Vision*, vol. 8(4):29, pp. 1-20, 2008.
- [35] M. Dubbelman, G. L. Van der Heijde e H. A. Weeber, "The Thickness of the Aging Human lens Obtained from Corrected Scheimpflug Images," *Optometry and Vision Science*, vol. 78, pp. 411-416, 2001.
- [36] C. S. Ooi e T. Grosvenor, "Mechanisms of Emmetropization in the Aging Eye," *Optometry and Vision Science*, vol. 72(2), pp. 60-66, 1995.
- [37] M. Dubbelman e G. L. Van der Heijde, "The shape of the aging human lens: curvature, equivalent refractive index and the lens paradox," *Vision Research*, vol. 41, pp. 1867-1877, 2001.
- [38] G. Smith, D. A. Atchison e B. K. Pierscionek, "Modeling the power of the aging human eye," *Journal of the Optical Society of America A*, vol. 9, pp. 2111-2117, 1992.
- [39] H. Saunders, "A longitudinal study of the age dependence of human ocular refraction. 1. Age-dependent changes in the equivalent sphere," *Ophthalm. Physiol. Opt.*, vol. 6, pp. 39-46, 1986.
- [40] K. Richdale, "Ocular and Refractive Considerations for the Aging Eye: A review of physical and refractive changes that occur in the eye over time and available corrective options.," [Online]. Available: <http://www.visioncareeducation.com/no-feece/course5.asp>. [Acedido em 15 3 2013].
- [41] J. Ungerer, *The optometric management of presbyopic airline pilot*, MSc Optom thesis, University of Melbourne, 1986.
- [42] B. Winn, D. Whitaker, D. B. Elliot e N. J. Phillips, "Factors affecting light-adapted pupil size in normal human subjects," *Invest. Ophthalm. Vis. Sci.*, vol. 35, pp. 1132-1137, 1994.
- [43] J. Jorge, *Preditores das alterações visuais em jovens universitários - Tese de Doutoramento em Ciências*, Escola de Ciências da Universidade do Minho, 2006.
- [44] P. Artal, E. Berrio, A. Guirao e P. Piers, "Contribution of the cornea and internal surfaces to the

- change of ocular aberrations with age,” *J. Opt. Soc. Am A*, vol. 19, n.º 1, pp. 137-143, 2002.
- [45] H. H. Emsley, *Visual Optics*, vol.1, Butterworths, 1952.
- [46] Y. Le Grand e S. G. El Hage, *Physiological Optics*, Springer-Verlag, 1980.
- [47] W. Lotmar, “Theoretical eye model with aspheric surfaces,” *J. Opt. Soc. Am.*, vol. 61, pp. 1522-1529, 1971.
- [48] N. Drasdo e C. W. Fowler, “Non-linear projection of the retinal image in a wide-angle schematic eye,” *Br. J. Ophthalmol.*, vol. 58, pp. 709-714, 1974.
- [49] A. C. Kooijman, “Light distribution on the retina of a wide-angle theoretical eye,” *J. Opt. Soc. Am.*, vol. 73, pp. 1544-1550, 1983.
- [50] O. Pomerantzeff, M. Pankratov, G. Wang e P. Dufault, “Wide-Angle Optical Model of the Eye,” *American Journal of Optometry & Physiological Optics*, vol. 61(3), pp. 166-176, 1984.
- [51] Z. Liu, Z. Q. Wang, L. P. Song e G. G. Mu, “An Anatomically Accurate Eye Model with a Shell-structure Lens,” *Optik*, vol. 116, pp. 241-246, 2005.
- [52] C. E. Campbell, “Nested shell optical model of the lens of the human eye,” *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 27(11), pp. 2432-2441, 2010.
- [53] G. Smith, B. K. Pierscionek e D. A. Atchison, “The optical modelling of the human lens,” *Ophthalm. Physiol. Opt.*, vol. 11, pp. 359-369, 1991.
- [54] R. Navarro, F. Palos e L. González, “Adaptive model of the gradient index of the human lens. I. Formulation and model of aging ex vivo lenses,” *J. Opt. Soc. of Am. A*, vol. 24, n.º 8, pp. 2175-2185, 2007.
- [55] A. Popiolek-Masajada e H. Kasprzak, “Model of the optical system of the human eye during accommodation,” *Ophthalm. Physiol. Opt.*, vol. 22, pp. 201-208, 2002.
- [56] E. A. Hermans, M. Dubbelman, R. Van der Heijde e R. M. Heethaar, “Equivalent refractive index of the human lens upon accommodative response,” *Optometry and Vision Science*, vol. 85, n.º 12, pp. 1179-1184, 2008.
- [57] E. Lanchares, R. Navarro e B. Calvo, “Hyperelastic modelling of the crystalline lens: Accommodation and presbyopia,” *J. Optom.*, vol. 5, pp. 110-120, 2012.
- [58] D. A. Atchison e G. Smith, “Chromatic dispersions of the ocular media of human eyes,” *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 22, pp. 29-37, 2005.
- [59] M. Bahrami e A. V. Goncharov, “Geometry-invariant GRIN lens: iso-dispersive contours,” *Biomedical Optics Express*, vol. 3, n.º 7, pp. 1684-1700, 2012.
- [60] J. W. Blaker, “Toward an adaptive model of the human eye,” *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 70, pp. 220-223, 1980.
- [61] R. Navarro, J. Santamaría e J. Bescós, “Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics,” *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 2(8), pp. 1273-1281, 1985.
- [62] J. W. Blaker, “A comprehensive model of the aging, accommodative adult eye,” em *Technical Digest on Ophthalmic and Visual Optics*, vol.2, Optical Society of America, 1991, pp. 28-31.
- [63] D. A. Atchison, “Age-related paraxial schematic emmetropic eyes,” *Ophthalmic & Physiological Optics: The Journal Of The British College Of Ophthalmic Opticians (Optometrists)*, vol. 29, n.º 1, pp. 58-64, 2009.
- [64] S. Norrby, “The Dubbelman eye model analysed by ray tracing through aspheric surfaces,” *Optical Physiol. Opt.*, vol. 25, pp. 153-161, 2005.
- [65] R. C. Bakaraju, K. Ehrmann, E. Papas e A. Ho, “Finite schematic eye models and their accuracy to in-vivo data,” *Vision Research*, vol. 48, pp. 1681-1694, 2008.
- [66] L. N. Thibos, M. Ye, X. X. Zhang e A. Bradley, “The chromatic eye: anew model of ocular chromatic aberration,” *Appl. Opt.*, vol. 31, pp. 3594-3600, 1992.

- [67] M. Ye, X. X. Zhang, L. N. Thibos e A. Bradley, "A new single-surface model eye that accurately predicts chromatic and spherical aberrations of the human eye," *Invest. Ophthalmol. Visual Sci.*, vol. 34, p. 777, 1993.
- [68] L. N. Thibos, M. Ye, X. X. Zhang e A. Bradley, "Spherical aberration of the reduced schematic eye with elliptical refracting surface," *Optom. Vision Sci.*, vol. 74, p. 548556, 1997.
- [69] S. Giovanzana, "A virtual environment for modeling and analysis of human eye.," PhD Thesis, Engenharia Industrial, Università degli Studi di Padova, 2011.
- [70] M. Millodot, Dictionary of Optometry and Visual Science, 7^a ed., Butterworth-Heinemann, 2009.
- [71] J. Einigamhamer, T. Oltrup, T. Bende e J. Benedikt, "The Individual Virtual Eye: a Computer Model for Advanced Intraocular Lens Calculation," *J. Optom.*, vol. 2, pp. 70-82, 2009.
- [72] H. Guo, Z. Wang, Q. Zhao, W. Quan e Y. Wang, "Individual eye model based on wavefront aberration," *Optik*, vol. 116, pp. 80-85, 2005.
- [73] C. Canovas e P. Artal, "Customized eye models for determining optimized intraocular lenses power," *Biomedical Optics Express*, vol. 2, n.º 6, pp. 1649-1663, 2011.
- [74] Zemax Development Corporation, "Zemax Optical Design Program User's Guide," 9 Junho 2009. [Online]. Available: www.zemax.com.
- [75] D. Griffith, "How to talk to Zemax from Matlab," 3 Janeiro 2006. [Online]. Available: <http://www.radiantzemax.com/kb-en/KnowledgebaseArticle50204.aspx>.
- [76] M. Dubbelman, G. L. Van der Heijde, H. A. Weeber e G. F. Vrensen, "Changes in the internal structure of the human crystalline lens with age and accommodation," *Vision Research*, vol. 43, pp. 2363-2375, 2003.
- [77] M. Dubbelman, G. L. Van der Heijde e H. A. Weeber, "Change in shape of the aging human crystalline lens with accommodation," *Vision Research*, vol. 45, pp. 117-132, 2005.
- [78] L. N. Thibos, R. A. Applegate, J. T. Schwiegerling e R. Webb, "Standards for Reporting the Optical Aberrations of Eye," *J. Refractive Surgery*, vol. 18, pp. S652-S660, 2002.
- [79] P. Artal, A. Guirao, E. Berrio e D. R. Williams, "Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye," *Journal of Vision*, vol. 1, n.º 1, 2001.
- [80] A. Guirao, C. González, M. Redondo, E. Geraghty, S. Norrby e P. Artal, "Average Optical Performance of the Human Eye as a Function of Age in a Normal Population," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 40, pp. 203-213, 1990.
- [81] R. S. Snell e M. A. Lemp, Clinical Anatomy of the Eye, Blackwell Publishing, 1989.
- [82] R. Watkins, "ZEMAX Models of the Human Eye," 18 Junho 2007. [Online]. Available: <http://www.zemax.com/kb/articles/193/1/ZEMAX-Models-of-the-Human-Eye/Page1.html>.
- [83] J. van de Kraats e D. van Norren, "Optical density of the aging human ocular media in the visible and the UV," *Journal of the Optical Society of America A, Optics, Image Science, and Vision*, vol. 24, pp. 1842-1857, 2007.
- [84] W. J. Donnely III, K. Pesudovs, J. D. Marsack, E. Sarver e R. A. Applegate, "Quantifying scatter in Shack-Hartmann images to evaluate nuclear cataract," *Journal of Refractive Surgery*, vol. 20, pp. S515-S522, 2004.
- [85] R. B. Rabbetts, Bennett and Rabbetts' Clinical Visual Optics, Butterworth-Heinemann, 1998.
- [86] Webvision, "Part XIII: Facts and Figures concerning the human retina," 25 Janeiro 2011. [Online]. Available: <http://webvision.med.utah.edu/book/part-xiii-facts-and-figures-concerning-the-human-retina/>. [Acedido em 21 Fevereiro 2013].
- [87] M. Kong, Z. Gao, X. Li, S. Ding, X. Qu e M. Yu, "A generic eye model by reverse building based on Chinese population," *Optics Express*, vol. 17, n.º 16, pp. 13283-13297, 2009.

Apêndices

Apêndice A – Biometria associada aos componentes ópticos do sistema ocular humano

Tabela A. 1 – Resultados experimentais da medição dos raios de curvatura e asfericidades das superfícies da córnea. A representa a idade em anos e ER representa o erro refractivo em dioptrias.

Autor	Ano	Nº de olhos	Método	Superfície anterior		Superfície posterior		Rácio R_{Cpost}/R_{Cant}
				Raio de curvatura (mm)	Asfericidade (constante cônica)	Raio de curvatura (mm)	Asfericidade (constante cônica)	
Stenstrom	1948	1000	-	$7,86 \pm 0,80$	-	-	-	-
Sorsbyet al.	1957	194	-	$7,79 \pm 0,27$	-	-	-	-
Townsley	1970	350	-	-	-0,30	-	-	-
Mandell e St. Helen	1971	8	-	-	-0,23	-	-	-
Lowe e Clark	1973	92	Lâmpada-de-fenda	$7,65 \pm 0,27$	-	$6,46 \pm 0,26$	-	$R_{Cpost} = -(0,791 * R_{Cant} + 0,409)$
Kielyet al.	1982	176	-	$7,72 \pm 0,27$	$-0,26 \pm 0,18$	-	-	-
Edmund e Sjøntoft	1985	40	-	-	$-0,28 \pm 0,13$	-	-	-
Guillonet al.	1986	220	-	$7,77 \pm 0,25$	$-0,19 \pm 0,16$	-	-	-
Sheridan e Douthwaite	1989	56	-	-	-0,11	-	-	-
Roystonet al.	1990	15	Lâmpada-de-fenda/ Purkinje	$7,77/7,77$	-	$6,35/6,40$	-	$0,817/0,824$
Lam e Loran	1991	65	-	-	-0,11	-	-	-
Dunne et al.	1992	80	Purkinje	$7,96 \pm 0,03$ (jovens) $7,77 \pm 0,06$ (idosos)	-	$6,45 \pm 0,04$ (jovens) $6,25 \pm 0,06$ (idosos)	-	$0,823$ (jovens) $0,824$ (idosos)
Patel et al.	1993	20	-	-	$-0,01 \pm 0,25$	$5,81 \pm 0,41$	-0,42	0,81
Eghbali et al.	1995	41	-	-	$-0,18 \pm 0,21$	-	-	-
Carney et al.	1997	105	-	-	$-0,402 \pm 0,23 - 0,032 * ER$	-	-	-
Budak et al.	1999	150	-	-	$-0,04 \pm 0,23$	-	-	-
Lam e Douthwaite	2000	240	Purkinje	$7,66 \pm 0,26$ (jovens) $7,70 \pm 0,23$ (idosos)	$-0,30 \pm 0,13$	$6,39 \pm 0,26$ (jovens) $6,39 \pm 0,24$ (idosos)	$-0,66 \pm 0,38$	$R_{Cpost} = -(0,90 * R_{Cant} - 0,54)$
Guirao et al.	2000	27	-	-	$-0,10 \pm 0,06$	-	-	-
Dubbelman et al.	2002	83	Lâmpada-de-fenda	$8,0 \pm 0,27 - 0,004 * A$	$-0,2 \pm 0,18 + 0,0003 * A$	$6,6 \pm 0,27 - 0,005 * A$	$-0,1 \pm 0,1 - 0,007 * A$	0,81
Atchison	2006	121	Video-ceratografia	$7,77 + 0,0221 * ER$	$-0,148 \pm 0,107$	-	-	-

Tabela A. 2 – Resultados experimentais da medição dos raios de curvatura e asfericidades das superfícies do cristalino. A representa a idade em anos.

Autor	Ano	Nº de olhos (idade)	Método	Superfície anterior		Superfície posterior	
				Raio de curvatura (mm)	Asfericidade (constante cônica)	Raio de curvatura (mm)	Asfericidade (constante cônica)
Lowe	1972	92 (23 - 77)	In vivo	$10,29 \pm 1,78$	-	-	-
Parker	1972	100 (12 - 91)	In vivo	5,0	-1,5	-3,3	-1,0
Lowe e Clark	1973	92 (45)	In vivo	11,26	-	-	-
Brown	1974	200 (3-82)	In vitro	$12,4 \pm 2,6$	-	$-8,1 \pm 1,6$	-
Howcroft e Parker	1977	120 (52 ± 22)	In vitro	$7,3 \pm 0,3$	$-1,08 \pm 9,41$	$-5,4 \pm 0,1$	$-0,12 \pm 1,74$
Pierscionek e Chan	1989	11 (57 ± 22)	In vitro	$9,6 \pm 0,9$	$3,5 \pm 0,9$	$-8,1 \pm 0,5$	$2,1 \pm 0,2$
Glasser e Campbell	1999	13	In vitro	$4,32 + 0,068 \cdot A$	-1	$-3,143 - 0,0536 \cdot A + 0,0004173 \cdot A^2$	-1
Dubbelman et al.	2001	102	Lâmpada-de-fenda	$12,9 \pm 0,4 - (0,057 \pm 0,009) \cdot A$	$-6,4 \pm 1,6 + (0,03 \pm 0,04) \cdot A$	$-(6,5 \pm 0,3 - (0,017 \pm 0,008) \cdot A)$	$-6 \pm 2 + (0,07 \pm 0,06) \cdot A$
Schachar	2004	30	In vitro	$10,0 \pm 0,5$	-	$-6,8 \pm 0,9$	-
Manns et al.	2004	24	In vitro	$10,15 \pm 1,39$	$-2,66 + 0,077 \cdot A$	$-2,313 - 0,050 \cdot A$	$-1,7 \pm 1,8$
Jones et al.	2005	20	RM	$11,6 \pm 4,8$	-	$-7,2 \pm 2,1$	-
Rosen et al.	2006	37	In vitro	$7,5 + 0,046 \cdot A$	$-0,8 \pm 1,7$	-5,5	$-1,1 \pm 1,5$
Rosales et al.	2006	46 (30 ± 9)	Purkinje	$10,8 \pm 1,1$	-	$-6,7 \pm 0,8$	-

Apêndice B – Modelação da dispersão cromática dos elementos oculares no Zemax: Criação do catálogo de materiais DEYENAMIC.AGF

Os valores dos coeficientes da equação de Cauchy dados por Atchison e Smith são dados para comprimentos de onda em nm [58], no entanto, o *Zemax* utiliza μm . Para além disso, o *Zemax* não permite modelar um material dentro de um catálogo de materiais com os coeficientes de Cauchy [74]. Como tal, foi necessário calcular os coeficientes de Cauchy para μm e depois relacioná-los com uma equação contemplada pelo *Zemax*. Os coeficientes tomam os valores da Tabela B. 1 para que a equação de Cauchy seja válida para μm .

Tabela B. 1 – Coeficientes de Cauchy das curvas de dispersão para os meios oculares: córnea, humor aquoso e humor vítreo

	A	B (μm^2)	C (μm^4)	D (μm^6)
Córnea	1,361594	0,006009687	-0,000676076	5,90845E-05
Humor Aquoso	1,321631	0,006070796	-0,000706231	6,14786E-05
Humor Vítreo	1,322357	0,00556024	-0,000581739	5,03681E-05

A equação disponibilizada pelo *Zemax* que se aproxima da equação de Cauchy é a *Extended Formula* [74], dada por:

$$n^2 = a_0 + a_1\lambda^2 + \frac{a_2}{\lambda^2} + \frac{a_3}{\lambda^4} + \frac{a_4}{\lambda^6} + \frac{a_5}{\lambda^8} + \frac{a_6}{\lambda^{10}} + \frac{a_7}{\lambda^{12}} \quad (\text{B.1})$$

Relacionando os coeficientes da equação (B.1) com os da equação de Cauchy:

$$n^2 = \left(A + \frac{B}{\lambda^2} + \frac{C}{\lambda^4} + \frac{D}{\lambda^6} \right)^2 \quad (\text{B.2})$$

$$\Leftrightarrow n^2 = A^2 + \frac{2AB}{\lambda^2} + \frac{B^2 + 2AC}{\lambda^4} + \frac{2(AD + BC)}{\lambda^6} + \frac{2BD + C^2}{\lambda^8} + \frac{2CD}{\lambda^{10}} + \frac{D^2}{\lambda^{12}}$$

Obtemos assim os coeficientes para a *Extended Formula* a inserir no catálogo de materiais do *Zemax*:

$$a_0 = A^2; a_1 = 0; a_2 = 2AB; a_3 = B^2 + 2AC; a_4 = 2(AD + BC); a_5 = 2BD + C^2; a_6 = 2CD; a_7 = D^2$$

Os valores dos coeficientes para os três meios oculares encontram-se na Tabela B. 2.

Tabela B. 2 – Coeficientes da Extended Formula das curvas de dispersão dos meios oculares: córnea, humor aquoso e humor vítreo

	a_0	a_1	a_2	a_3	a_4	a_5	a_6	a_7
Córnea	1,853938	0	0,016365508	-0,001804966	0,0001528	1,16724E-06	-7,98912E-08	3,49098E-09
Humor Aquoso	1,746709	0	0,016046704	-0,001829898	0,0001539	1,24521E-06	-8,68361E-08	3,77962E-09
Humor Vítreo	1,748628	0	0,014705245	-0,001507617	0,0001267	8,98538E-07	-5,86022E-08	2,53695E-09

Com os coeficientes obtidos foram calculados os índices de refração n_d , n_F e n_C , correspondentes aos comprimentos de onda $\lambda = 587,6$ nm (risca d do hélio), 486,1 nm (risca azul do hidrogénio) e 656,3 nm (risca vermelha do hidrogénio) respectivamente, e que são utilizadas para o cálculo do número de Abbe (V), dado por:

$$V = \frac{n_d - 1}{n_F - n_C} \quad (\text{B.3})$$

Na Tabela B. 3 encontram-se os índices de refração referidos, o índice de refração para $\lambda_{\text{ref}} = 555$ nm e o número de Abbe.

Tabela B. 3 – Índices de refração e número de Abbe dos meios oculares: córnea, humor aquoso e humor vítreo

	$n_d (\lambda = 0,5876)$	$n_F (\lambda = 0,4861)$	$n_C (\lambda = 0,6563)$	$n_{ref} (\lambda = 0,555)$	V
Córnea	1,374764	1,379396971	1,372641642	1,376000447	55,476783
Humor Aquoso	1,334783	1,33933398	1,332687941	1,335999937	50,373326
Humor Vítreo	1,334805	1,33928681	1,332760591	1,336000355	51,301481

Apêndice C – Modelação da superfície referente à esclera exterior

A equação de uma conicóide é dada por:

$$h^2 + (1 + Q)z^2 - 2zR = 0 \quad (C.1)$$

Substituindo para a córnea:

- $h^2 = x^2 + y^2$, em que h é o raio equatorial da córnea
- $R = R_{Cant}$, correspondente ao raio de curvatura no vértice da córnea
- $Q = Q_{Cant}$, correspondente à constante cónica da superfície

Fazendo a substituição $(Q_{Cant} + 1) \rightarrow p_{Cant}$ sendo p_{Cant} o parâmetro de asfericidade da superfície, e rearranjando para a forma geral da equação quadrática:

$$p_{Cant}z^2 - 2zR_{Cant} + h_{Cant}^2 = 0 \quad (C.2)$$

Resolvendo em ordem a z com a equação quadrática simples, obtemos:

$$z = \frac{R_{Cant} \pm \sqrt{R_{Cant}^2 - h_{Cant}^2 p_{Cant}}}{p_{Cant}} \quad (C.3)$$

Uma vez que:

$$\sqrt{R_{Cant}^2 - h_{Cant}^2 p_{Cant}} \geq 0 \quad (C.4)$$

E:

$$R_{Cant}^2 - h_{Cant}^2 p_{Cant} < R_{Cant}^2 \quad (C.5)$$

A segunda solução dá-nos a coordenada z_{Cant} onde a superfície *SCLERA EXTERIOR* deve intersectar a superfície anterior da córnea:

$$z_{Cant} = \frac{R_{Cant} - \sqrt{R_{Cant}^2 - h_{Cant}^2 p_{Cant}}}{p_{Cant}} \quad (C.6)$$

As coordenadas em que as duas superfícies se intersectam são então (z_{Cant}, h_{Cant}) . Substituindo na equação da superfície referente à esclera exterior, temos:

$$h_{Cant}^2 + p_{SCLERA}(z_{Cant} - z_0)^2 - 2R_{SCLERA}(z_{Cant} - z_0) = 0 \quad (C.7)$$

z_0 refere-se à coordenada do vértice da superfície (no caso da córnea $z_0=0$, uma vez que é construída na origem). z_0 é dado pela soma do comprimento axial (definido como a distância do vértice da superfície anterior da córnea à superfície referente aos fotorreceptores no eixo óptico) com o parâmetro a que chamamos t , definido pela soma das espessuras do EPR, coróide e esclera. Assim:

$$z_0 = \text{Comprimento axial} + t \quad (C.8)$$

O raio de curvatura da superfície é dado por:

$$|R_{SCLERA}| = |R_{RETINA}| + 1 \quad (C.9)$$

Resta assim calcular a constante cónica Q_{SCLERA} . Colocando a equação A.7 em função do parâmetro de asfericidade p_{SCLERA} :

$$p_{SCLERA} = \frac{2R_{SCLERA}(z_{Cant} - z_0) - h_{Cant}^2}{(z_{Cant} - z_0)^2} \quad (C.10)$$

A constante cónica de asfericidade Q_{SCLERA} é dada por:

$$Q_{SCLERA} = p_{SCLERA} - 1 \quad (C.11)$$

Apêndice D – Relação dos componentes da estrutura Eye com os parâmetros dos componentes do desenho óptico

Tabela D. 1 – Relação dos componentes da estrutura Eye com os parâmetros dos componentes do desenho óptico.

Object(#).	Object #	1	Object #	2	Object #	3	Object #	4	Object #	5	Object #	6
type	Object Type	NSC_BLEN	Object Type	NSC_BLEN	Object Type	NSC_SLENS	Object Type	NSC_BLEN	Object Type	NSC_BLEN	Object Type	NSC_AVOL
comment	Comment	CORNEA	Comment	AQUEOUS	Comment	VITREOUS	Comment	LENS-A	Comment	LENS-P	Comment	IRIS
refobj	Ref Object	0	Ref Object	0	Ref Object	2	Ref Object	2	Ref Object	4	Ref Object	4
inobj	Inside Of	0	Inside Of	0	Inside Of	0	Inside Of	2	Inside Of	3	Inside Of	2
pos(1)	X Position	0	X Position	0	X Position	0	X Position	0	X Position	0	X Position	0
pos(2)	Y Position	0	Y Position	0	Y Position	0	Y Position	(-Eye.Lens.Decenter)	Y Position	0	Y Position	(-Eye.Pupil.Decenter+ Eye.Lens.Decenter)
pos(3)	Z Position	0	Z Position	Eye.Cornea.Thick	Z Position	Eye.Aqueous.Depth+ Eye.Lens.Zm	Z Position	Eye.Aqueous.Depth	Z Position	Eye.Lens.Zm	Z Position	0
tilts(1)	Tilt About X	0	Tilt About X	0	Tilt About X	0	Tilt About X	(-Eye.Lens.Tilt)	Tilt About X	0	Tilt About X	0
tilts(2)	Tilt About Y	0	Tilt About Y	0	Tilt About Y	0	Tilt About Y	0	Tilt About Y	0	Tilt About Y	0
tilts(3)	Tilt About Z	0	Tilt About Z	0	Tilt About Z	0	Tilt About Z	0	Tilt About Z	0	Tilt About Z	0
material	Material	CORNEA	Material	AQUEOUS	Material	VITREOUS	Material	(grin)	Material	(grin)	Material	ABSORB
params(1)	Radial Height	5.5	Radial Height	5.5	Radius 1	0	Radial Height	4.5	Radial Height	4.5	-	
params(2)	X Half-Width	0	X Half-Width	0	Conic 1	0	X Half-Width	0	X Half-Width	0	-	
params(3)	Thickness	Eye.Cornea.Thick	Thickness	Eye.Aqueous.Depth+ Eye.Lens.Zm	Clear 1	9	Thickness	Eye.Lens.Zm	Thickness	Eye.Lens.Thick- Eye.Lens.Zm	Front X Min	Eye.Pupil.Diameter/2
params(4)	-		-		Edge 1	9	-		-		Front Y Min	Eye.Pupil.Diameter/2
params(5)	-		-		Thickness	Eye.AxialLength- (Eye.Cornea.Thick+ Eye.Aqueous.Depth+ Eye.Lens.Zm+ Eye.Retina.Thick)	-		-		Rear X Min	Eye.Pupil.Diameter/2
params(6)	Rx1	Eye.Cornea.RantX	Rx1	Eye.Cornea.RpostX	Radius 2	(-Eye.Retina.R)	Rx1	Eye.Lens.RantX	Rx1	0	Rear Y Min	Eye.Pupil.Diameter/2
params(7)	Ry1	Eye.Cornea.RantY	Ry1	Eye.Cornea.RpostY	Conic 2	Eye.Retina.Q	Ry1	Eye.Lens.RantY	Ry1	0	Front X Max	5.5
params(8)	Kx1	Eye.Cornea.QantX	Kx1	Eye.Cornea.QpostX	Clear 2	Eye.Retina.R	Kx1	Eye.Lens.QantX	Kx1	0	Front Y Max	5.5
params(9)	Ky1	Eye.Cornea.QantY	Ky1	Eye.Cornea.QpostY	Edge 2	Eye.Retina.R	Ky1	Eye.Lens.QantY	Ky1	0	Rear X Max	5.5
params(10)	Rx2	Eye.Cornea.RpostX	Rx2	0			Rx2	0	Rx2	(-Eye.Lens.RpostX)	Rear Y Max	5.5
params(11)	Ry2	Eye.Cornea.RpostY	Ry2	0			Ry2	0	Ry2	(-Eye.Lens.RpostY)	Z Length	Eye.Pupil.Thick
params(12)	Kx2	Eye.Cornea.QpostX	Kx2	0			Kx2	0	Kx2	Eye.Lens.QpostX	Front X Angle	0
params(13)	Ky2	Eye.Cornea.QpostY	Ky2	0			Ky2	0	Ky2	Eye.Lens.QpostY	Front Y Angle	0
params(14)											Rear X Angle	0
params(15)											Rear Y Angle	0

Object(#).	Object #	7	Object #	8	Object #	9	Object #	10	Object #	11	Object #	12	Object #	13
type	Object Type	NSC_AVOL	Object Type	NSC_SLENS	Object Type	NSC_DET5	Object Type	NSC_SLENS	Object Type	NSC_DETE	Object Type	NSC_SLENS	Object Type	NSC_SSUR
comment	Comment	CILIARY BODY	Comment	RETINA	Comment	PHOTORECEPTORS	Comment	RPE	Comment	FOVEA	Comment	CHOROID	Comment	SCLERA EXTERIOR
refobj	Ref Object	5	Ref Object	1	Ref Object	8	Ref Object	9	Ref Object	10	Ref Object	10	Ref Object	8
inobj	Inside Of	3	Inside Of	0	Inside Of	0	Inside Of	0	Inside Of	10	Inside Of	0	Inside Of	0
pos(1)	X Position	0	X Position	0	X Position	0	X Position	0	X Position	0	X Position	0	X Position	0
pos(2)	Y Position	0	Y Position	0	Y Position	0	Y Position	0	Y Position	0	Y Position	0	Y Position	0
pos(3)	Z Position	0	Z Position	Eye.AxialLength-Eye.Retina.Thick	Z Position	Eye.Retina.Thick	Z Position	0	Z Position	1,00E-06	Z Position	0.012	Z Position	Verapëndice ...
tilts(1)	Tilt About X	0	Tilt About X	0	Tilt About X	0	Tilt About X	0	Tilt About X	0	Tilt About X	0	Tilt About X	0
tilts(2)	Tilt About Y	0	Tilt About Y	0	Tilt About Y	0	Tilt About Y	0	Tilt About Y	0	Tilt About Y	0	Tilt About Y	0
tilts(3)	Tilt About Z	0	Tilt About Z	0	Tilt About Z	0	Tilt About Z	0	Tilt About Z	0	Tilt About Z	0	Tilt About Z	0
material	Material	ABSORB	Material	VITREOUS	Material	-	Material	VITREOUS	Material	-	Material	ABSORB	Material	ABSORB
params(1)	-		Radius 1	(-Eye.Retina.R)	Radius	(-Eye.Retina.R)	Radius 1	(-Eye.Retina.R)	X Half Width	0.5	Radius 1	(-Eye.Retina.R)	Radius	Verapëndice ...
params(2)	-		Conic 1	Eye.Retina.Q	Conic	Eye.Retina.Q	Conic 1	Eye.Retina.Q	Y Half Width	0.5	Conic 1	Eye.Retina.Q	Conic	Verapëndice ...
params(3)	Front X Min	4.5	Clear 1	Eye.Retina.R	Max Aper	Eye.Retina.R	Clear 1	Eye.Retina.R	# X Pixels	500	Clear 1	Eye.Retina.R	Max Aper	(-5.5)
params(4)	Front Y Min	4.5	Edge 1	Eye.Retina.R	Min Aper	0	Edge 1	Eye.Retina.R	# Y Pixels	500	Edge 1	Eye.Retina.R	Min Aper	0
params(5)	Rear X Min	4.5	Thickness	Eye.Retina.Thick	Angular zones	32	Thickness	0.012	Data Type	0	Thickness	0.025		
params(6)	Rear Y Min	4.5	Radius 2	(-Eye.Retina.R)	Radial zones	16	Radius 2	(-Eye.Retina.R)	Color	0	Radius 2	(-Eye.Retina.R)		
params(7)	Front X Max	9	Conic 2	Eye.Retina.Q	Data Type	0	Conic 2	Eye.Retina.Q	Smoothing	0	Conic 2	Eye.Retina.Q		
params(8)	Front Y Max	9	Clear 2	Eye.Retina.R	Color	0	Clear 2	Eye.Retina.R	Scale	0	Clear 2	Eye.Retina.R		
params(9)	Rear X Max	9	Edge 2	Eye.Retina.R	Smoothing	0	Edge 2	Eye.Retina.R	Plot Scale	0	Edge 2	Eye.Retina.R		
params(10)	Rear Y Max	9			Scale	0			Front Only	0				
params(11)	Z Length	0.5			Plot Scale	0			PSF Wave	1				
params(12)	Front X Angle	0			Front Only	0			X Angle Min	-90				
params(13)	Front Y Angle	0			Nr. of terms	0			X Angle Max	90				
params(14)	Rear X Angle	0							Y Angle Min	-90				
params(15)	Rear Y Angle	0							Y Angle Max	90				
params(16)									Polarization	0				
params(17)									Mirroring	0				

Apêndice E – Relação dos componentes visíveis na EyeInterface com os parâmetros da estrutura Eye e parâmetros oculares

Tabela E. 1 – Relação dos componentes da EyeInterface com os parâmetros da estrutura Eye e parâmetros oculares.

Eye Interface			Unidades	Estrutura Eye	Parâmetro ocular
Cornea	Anterior Surface	Rx	mm	Cornea.RantX	Raio de curvatura da superfície anterior da córnea no meridiano vertical (plano sagital)
		Qx	N/A	Cornea.QantX	Constante cônica da superfície anterior da córnea no meridiano vertical (plano sagital)
		Ry	mm	Cornea.RantY	Raio de curvatura da superfície anterior da córnea no meridiano horizontal (plano transversal)
		Qy	N/A	Cornea.QantY	Constante cônica da superfície anterior da córnea no meridiano horizontal (plano transversal)
	Posterior Surface	Rx	mm	Cornea.RpostX	Raio de curvatura da superfície posterior da córnea no meridiano vertical (plano sagital)
		Qx	N/A	Cornea.QpostX	Constante cônica da superfície posterior da córnea no meridiano vertical (plano sagital)
		Ry	mm	Cornea.RpostY	Raio de curvatura da superfície posterior da córnea no meridiano horizontal (plano transversal)
		Qy	N/A	Cornea.QpostY	Constante cônica da superfície posterior da córnea no meridiano horizontal (plano transversal)
	Thickness		mm	Cornea.Thick	Espessura central da córnea
Aqueous	Anterior Chamber Depth		mm	Aqueous.Depth	Profundidade da Câmara Anterior (PCA)
Pupil	Diameter		mm	Pupil.Diameter	Diâmetro da pupila
	Decentration		mm	Pupil.Decentration	Descentramento da pupila em relação ao eixo óptico (positivo na direcção nasal)
	Thickness		mm	Pupil.Thick	Espessura da íris
Vitreous	Vitreous Chamber Depth (apenas para visualização)		mm	Vitreous.Depth	Profundidade da Câmara Vítrea (PCV)

Lens	Anterior Surface	Rx	mm	Lens.RantX	Raio de curvatura da superfície anterior do cristalino no meridiano vertical (plano sagital)
		Qx	N/A	Lens.QantX	Constante cónica da superfície anterior do cristalino no meridiano vertical (plano sagital)
		Ry	mm	Lens.RantY	Raio de curvatura da superfície anterior do cristalino no meridiano horizontal (plano transversal)
		Qy	N/A	Lens.QantY	Constante cónica da superfície anterior do cristalino no meridiano horizontal (plano transversal)
	Posterior Surface	Rx	mm	Lens.RpostX	Raio de curvatura da superfície anterior da cristalino no meridiano vertical (plano sagital)
		Qx	N/A	Lens.QpostX	Constante cónica da superfície posterior do cristalino no meridiano vertical (plano sagital)
		Ry	mm	Lens.RpostY	Raio de curvatura da superfície anterior do cristalino no meridiano horizontal (plano transversal)
		Qy	N/A	Lens.QpostY	Constante cónica da superfície posterior do cristalino no meridiano horizontal (plano transversal)
	Thickness		mm	Lens.Thick	Espessura central do cristalino
	Tilt		graus	Lens.Tilt	Rotação do cristalino no eixo vertical (positivo na direcção nasal)
	Decentration		mm	Lens.Decenter	Descentramento do cristalino em relação ao eixo óptico (positivo na direcção nasal)
	Lens Index Interface	Equator Position	mm	Lens.Zm	Posição do equador do cristalino relativamente ao vértice da superfície anterior
	Lens Index Interface	Anterior	N/A	Lens.GRINant	Coeficientes da função gradiente relativa à distribuição do índice de refração na secção anterior do cristalino
	Lens Index Interface	Posterior	N/A	Lens.GRINpost	Coeficientes da função gradiente relativa à distribuição do índice de refração na secção posterior do cristalino
Retina	Radius		mm	Retina.R	Raio de curvatura da retina
	Asphericity		N/A	Retina.Q	Constante cónica da retina
	Thickness		mm	Retina.Thick	Espessura central da retina (na zona central da fóvea)
Other	Axial Length		mm	Axial Length	Comprimento axial do olho (CA)

SIMULADOR ÓPTICO DINÂMICO DO OLHO HUMANO

André Baião¹, João M. P. Coelho^{2,3}, Pedro Vieira¹

¹ Centro de Física Atómica, Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, 2829-516 Caparica, Portugal.

² Universidade de Lisboa, Faculdade de Ciências, Laboratório de Óptica, Lasers e sistemas, Estrada do Paço do Lumiar, 22, Edifício D, 1649-038 Lisboa, Portugal.

³ Universidade de Lisboa, Faculdade de Ciências, Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica, Campo Grande 1749-016 Lisboa, Portugal.

E-mail de contacto

jmcoelho@fc.ul.pt

RESUMO

Neste trabalho desenvolveu-se uma ferramenta computacional que permite a simulação óptica do olho humano de uma forma dinâmica, combinando as ferramentas ZEMAX (desenho óptico) e Matlab (programação) e utilizando os estudos existentes (e fórmulas empíricas) sobre as variações dos diversos componentes com a idade e acomodação. O simulador permite que ao se introduzir no programa as características relevantes de um sujeito, o modelo óptico se altere, permitindo a análise do comportamento óptico deste.

1. Introdução

O estudo do olho humano na sua vertente óptica tem, desde há vários anos, sido objecto de um cuidadoso estudo fisiológico. Este estudo tem levado ao desenvolvimento de modelos que caracterizam o seu funcionamento e permitido modelar o seu comportamento. Em geral, estes modelos são empíricos, obtidos através de estudos estatísticos sobre determinadas populações.

Dos vários modelos existentes, apenas alguns constituem uma boa representação do olho "real", no que toca à performance óptica em todo o campo de visão e às características anatómicas. Os modelos ópticos propostos por Liou e Brennan [1], Atchison [2] e Navarro e Escudero-Sanz [3] são considerados modelos de referência e têm em comum o facto de representarem todos os componentes ópticos, isto é, córnea, humor aquoso, cristalino, pupila, humor vítreo e retina; apresentarem superfícies asféricas, tal como o olho humano; e modelarem a resposta aos comprimentos de onda do espectro visível. Enquanto os modelos de Liou e Brennan e Atchison apresentam um cristalino cujo índice de refração varia com a distância axial, ou seja, do tipo gradiente (GRIN), o modelo de Navarro e Escudero-Sanz utiliza um cristalino com índice de refração uniforme equivalente. Outros estudos têm englobado o fenómeno de acomodação (desenvolvendo expressões para as alterações que o olho sofre durante este fenómeno), a caracterização dos diferentes componentes em função da idade e alterações decorrentes de alterações fisiológicas particulares.

Para o estudo do comportamento do olho do ponto de vista óptico, diversos simuladores têm sido desenvolvidos com base nos modelos existentes, muitos deles utilizando o programa de desenho óptico ZEMAX. No entanto, em geral, a sua utilização tem sido limitada à introdução dos parâmetros em questão por parte do utilizador, não existindo um ambiente de interface que permita uma automação do processo.

Entretanto, o aparecimento de um conjunto de ferramentas de ligação entre o ZEMAX e o programa MatLab abriu um novo leque de hipóteses de modelação e novas funções. Este potencial de aplicação tem estado em desenvolvimento constante e este artigo visa reportar a sua aplicação no desenvolvimento de um simulador óptico do olho, o qual permitirá uma maior facilidade no estudo não só do comportamento do olho mas também no desenvolvimento de novas técnicas de diagnóstico e tratamento.

2. Modelo óptico e alterações com a idade

Uma revisão da literatura mostra uma grande variedade de modelos ópticos, sendo que existem várias abordagens para a construção destes modelos. Um modelo completo deve ter em conta o número de superfícies representadas, uma vez que o olho humano é uma estrutura anatomicamente complexa, a dispersão cromática nos vários componentes, a qualidade óptica e de imagem, a distribuição do índice de refração no cristalino, a amplitude do campo de visão e deve contemplar as alterações com a acomodação e com a idade [4]. De entre os vários modelos ópticos, o modelo construído por Norrby em 2005 destaca-se por ser dependente da idade e nível de acomodação, e por ser baseado em vários estudos anatómicos levados a cabo por Dubbelman *et al.* Este modelo foi denominado por Norrby como "modelo de Dubbelman" [5].

2.1. Modelo de Dubbelman

O modelo de Dubbelman contempla a amplitude do campo visual, um cristalino com índice de refração uniforme e as seguintes alterações com a idade: diminuição da profundidade da câmara anterior; aumento da espessura central do cristalino; ligeira diminuição da profundidade da câmara vítrea; aumento das curvaturas anterior e posterior do cristalino; e diminuição do índice de refração equivalente. As alterações com a acomodação são semelhantes, à excepção do índice de refração equivalente que aumenta com o nível de acomodação. A Tabela 1 mostra os parâmetros associados ao modelo considerado e as variações com a idade e acomodação.

Componente	Índice de refração (@ 555 nm)	Parâmetros	
Córnea	1,376	Raio de curvatura anterior	7,87
		Constante cônica anterior	-0,18
		Espessura	0,574
		Raio de curvatura posterior	6,4
		Constante cônica posterior	-0,34
Câmara anterior	1,336	Profundidade	$3,296-0,010A-D(0,048-0,0004A)$
Cristalino	$1,441-0,00039A+0,0013D$	Raio de curvatura anterior	$1/[1/(12,7-0,058A)+0,0077D]$
		Constante cônica anterior	$-(5+0,5D)$
		Espessura	$2,93+0,0235A+D(0,058-0,0005A)$
		Raio de curvatura posterior	$1/[1/(5,9-0,0015A)+0,0043D]$
		Constante cônica posterior	-4
Câmara vítrea	1,336	Profundidade	$16,87-0,0135A-D(0,01-0,0001A)$
Retina	-	Espessura	0,25

Tabela 1 – Espessuras e profundidades, raios de curvatura, constantes cónicas e índices de refração dos componentes do modelo de Dubbelman. Os raios de curvatura, profundidades e espessuras estão em mm, A é a idade em anos, D é o nível de acomodação do olho, definido pela vergência dióptrica associada à distância focal, ou seja, o inverso desta distância em metros.

2.2. Presbiopia e miose senil

Uma das principais alterações ocorridas com a idade é a presbiopia, definida como a perda da capacidade de acomodação do olho com idade. Um dos estudos nesta área é o de Ungerer [6], o qual obteve uma fórmula para o nível de acomodação médio (em dioptrias) em função da idade, A (em anos): $D = \exp(1,93+0,0401A-0,00119A^2)$.

Outra das alterações importantes é a diminuição da amplitude do diâmetro da pupila; a esta patologia é dado o nome de miose senil. O estudo de Winn *et al.* [7] é considerado uma referência na área, tendo obtido relações lineares entre a idade e os diâmetros máximo e mínimo da pupila (em mm), dados por 8,046-0,043A e 4,07-0,015A, respectivamente.

3. Simulador

Foi utilizado o modo não-sequencial do programa de desenho óptico ZEMAX. Foi utilizado o programa MatLab para construir um programa com uma interface intuitiva e fácil de utilizar, e facilmente expansível. A comunicação entre os dois programas é assegurada via DDE, facilitada por uma toolbox desenvolvida por Griffith em 2006 [8].

3.1. Desenho óptico

A córnea, humor aquoso, elementos do cristalino, humor vítreo, retina e esclera exterior são implementados usando o componente não-sequencial *standard lens* do ZEMAX. Este é um volume composto por duas superfícies cónicas separadas por uma dada espessura. A coordenada z (direção de propagação da luz) na superfície é definida pela relação: $z = c r^2 / \{1 + [1 - (1+k) c^2 r^2]^{0.5}\}^{-1}$, em que c é a curvatura (inverso do raio de curvatura), r é a coordenada radial e k é a constante cónica. Assim, uma superfície *standard* é rotacionalmente simétrica, podendo tomar uma forma plana ($c = 0$), esférica ($c \neq 0, k = 0$), asférica ($c \neq 0, k \neq 0$), hiper-hemisférica esférica ou asférica. Assim, todas as superfícies representadas são rotacionalmente simétricas. Os componentes estão alinhados em relação ao eixo óptico, à excepção da pupila. A íris/pupila apresenta um descentramento de 0,5 mm no sentido nasal e está adjacente à superfície anterior do cristalino. O cristalino está dividido em dois, cristalino anterior e posterior, de forma que se possa implementar um modelo que utilize uma distribuição do tipo gradiente, tipicamente, a forma de modelar a estrutura interna do cristalino. A rodear o cristalino posterior encontra-se o corpo ciliar definido por um volume anelar (elemento *annular volume* no ZEMAX), cuja abertura coincide com o diâmetro do cristalino (valor fixo de 9 mm). O comprimento axial é definido como a distância do vértice da superfície anterior da córnea à superfície da retina, separada por uma espessura variável da camada de fotorreceptores. A estrutura interna do olho está englobada pela esclera, que é contínua à superfície anterior da córnea.

3.2. Programa: Workflow e Interface

O programa está construído numa lógica sequencial. Numa primeira fase o utilizador deve escolher se pretende utilizar um modelo construído anteriormente ou se pretende iniciar uma nova simulação. Selecionando uma nova simulação, será solicitado ao utilizador que insira a idade, a distância a que se encontra o objeto focado e o diâmetro da pupila, dentro do intervalo permitido pelo programa, uma vez que os limites deste intervalo são determinados pela idade. Caso os dados sejam válidos, o utilizador é levado para a interface seguinte onde são mostrados os parâmetros calculados. Nesta fase, o utilizador pode alterar os parâmetros. Caso o utilizador tenha escolhido utilizar um modelo previamente construído, esta é a interface que será mostrada, permitindo-lhe igualmente alterar os parâmetros. O utilizador submete então os parâmetros, e caso estes sejam válidos, o modelo óptico no ZEMAX, será alterado.

4. Conclusões

O simulador óptico apresentado permite alterações consoante a idade, estado de acomodação e iluminação a que está sujeito um olho humano, com base num modelo óptico previamente testado, competente no que se refere ao desempenho óptico, em todo o campo visual. O utilizador tem a capacidade de alterar os parâmetros do olho como desejar obtendo o desenho óptico correspondente num programa que permite a análise do comportamento do olho em diversas situações. A interface desenvolvida é fácil de utilizar e intuitivo, podendo o programa ser adaptado a outros modelos ópticos.

A sua aplicabilidade é muito vasta: o facto de permitir a customização de modelos oculares, faz com que seja possível o estudo de modelos personalizados. Estando construído numa plataforma para traçado de raios não-sequencial, é possível modelar a dispersão intraocular, nos vários componentes, incluindo as alterações ocorridas com a idade ou a modelação das estruturas mais relevantes da retina para investigação da reflectância do fundo. É também possível desenvolver módulos aplicativos para correcção de erros refractivos através de lentes de contacto, óculos ou lentes intraoculares, bem como, para o estudo da performance visual de várias combinações de objectos e diferentes fontes de luz.

Por todas estas razões, o simulador desenvolvido pode tornar-se numa poderosa ferramenta no estudo do olho humano para investigadores, clínicos e engenheiros.

REFERÊNCIAS

- [1] H. L. Liou e N. A. Brennan, J. Opt. Soc. Am., 14 (8), 1684-1695 (1997).
- [2] D. A. Atchison, Vision Res., 46 (14), 2236-2250 (2006).
- [3] I. Escudero-Sanz e R. Navarro, J. Opt. Soc. Am., 16 (8), 1881-1891 (1999).
- [4] R. Navarro, J Optom, 2, 3-18 (2009).
- [5] S. Norrby, Ophthal. Physiol. Opt., 25, 153-161 (2005).
- [6] J. Ungerer, The optometric management of presbyopic airline pilot, MSc Optom thesis, University of Melbourne (1986).
- [7] B. Winn, D. Whitaker, D. B. Elliot e N. J. Phillips, Invest. Ophthal. Vis. Sci., 35, 1132-1137 (1994).
- [8] D. Griffith, Online: <http://www.radiantzemax.com/kben/KnowledgebaseArticle50204.aspx> (2006).
- [9] Zemax Optical Design Program User's Guide, Zemax Development Corporation, 9 Junho 2009.